

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2013

Martina Čmielová

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského
inženýrství

Monitorování stavu srdečních buněk
v průběhu operace

Heart Cells Monitoring During the Open Heart Surgery

2013

Martina Čmielová

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Martina Čmielová

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Monitorování stavu srdečních buněk v průběhu operace
Heard Cells Monitoring During the Open Heart Surgery

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření teploty a stavu srdce při cílené zástavě.
2. Seznámení se s možnostmi monitorování srdce v průběhu zástavy.
3. Návrh a realizace měření pro monitorování stavu srdce.
4. Provedení měření a testů.
5. Zhodnocení výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

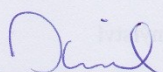
- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism*. New York: Oxford University Press, 1995. Dostupné také z: <http://www.bem.fi/book/index.htm>.
- [3] EDWARDS LIFESCIENCES. *Coronary Sinus Catheters* [online]. 2011 [cit. 2011-04-18]. Dostupné z: <http://www.edwards.com/products/portaccess/coronarysinus.htm>.
- [4] U.S. DEPARTMENT of HEALTH & HUMAN SERVICES. *Medical Devices* [online]. 2009 [cit. 2011-04-18]. Dostupné z: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/DeviceApprovalsandClearances/Recently-ApprovedDevices/ucm077021.htm>.
- [5] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2004. 448 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [6] PUTZ, Reinhard a Reinhard PABST. *Atlas anatomie člověka*. Praha : Grada Publishing, a.s., 2007. 399 s. ISBN 978-80-247-1870-5.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

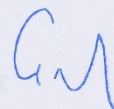
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Datum odevzdání diplomové práce:
Martina Čmielová

7.5 2013

Čmielová

Poděkování

Ráda bych poděkovala svému vedoucímu diplomové práce Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za čas, který mi věnoval na konzultacích, trpělivost a za připomínky a rady, kterými přispěl k vypracování této práce. Děkuji také panu Ing. Tomáš Klinkovskému za užitečné rady a Ing. Michal Voždovi za pomoc při praktické části.

ABSTRAKT

Má diplomová práce je věnována monitorování stavu srdečních buněk v průběhu operace. V práci je popsána anatomická stavba srdce, současný stav monitorování při operacích a problematika měření, pH teploty a impedance. Dále jsou popsány praktické experimenty měření teploty, pH a impedance na prasečích srdcích a určení vzájemných závislostí těchto veličin pomocí statistických metod. V závěru jsou všechny dosažené výsledky shrnuty a vyhodnoceny.

KLÍČOVÁ SLOVA

Otevřená operace srdce, srdce, pH, teplota, impedance, fáze, kardiochirurgie, mimotělní oběh.

ABSTRACT

The aim of the dissertation is monitoring of state of heart cells during a surgery. An anatomic structure of the heart, current state of monitoring during surgeries and measuring issue, temperature of pH and impedance are described in the dissertation. Practical experiments of temperature measurement, pH and impedance on pigs' hearts and determination of interdependencies of these quantities by statistical methods are also included. In the end all achieved results are summarized and evaluated.

KEY WORDS

Open heart surgery, heart, pH, temperature, impedance, phase, cardiac surgery, extracorporeal circulation.

Obsah

Úvod	1
1. Úvod do problematiky kardiochirurgie	2
1.1. Anatomická stavba srdce a jeho uložení v hrudní dutině	2
1.1.1. Stavba srdce	2
1.1.2. Srdeční frekvence	3
1.1.3. Malý (plicní) oběh	3
1.1.4. Velký (tělní) oběh	3
1.1.5. Vznik a šíření vzruchu v srdci	3
1.1.6. Převodní systém srdeční	3
1.1.7. Srdeční nervy, srdeční frekvence	4
1.2. Kardiochirurgické zákroky	4
1.2.1. Operace na zavřeném srdci	5
1.2.2. Operace na otevřeném srdci	5
1.2.3. Mímotělní oběh	6
1.2.4. Operační přístupy v kardiochirurgii	7
1.2.4. Srdeční operace	7
1.2.5. Současné problémy kardiochirurgie	8
2. Současný stav monitorování při operacích	9
2.1. Možnost sledování teploty a přidružených ukazatelů fyzické kondice srdeční tkáně	9
2.2. Termodynamické věty	9
2.2.1. První termodynamický zákon	10
2.2.2. Druhý termodynamický zákon	10
2.2.3. Třetí termodynamický zákon	10
2.3. Tvorba tepla a jeho šíření v těle	10
2.3.1. Rozdělení tepla	11
2.3.2. Výdej tepla	11
3. Rozbor návrhů	12
3.1. Měření pH	12
3.1.1. Potenciometrie	12
3.1.2. Polovodičový pH metr	12
3.2. Měření teploty	14
3.2.1. Bezkontaktní měření teploty	14
3.2.2. Kontaktní měření teploty	15
3.3. Měření impedance	20
3.4. Přístrojová technika pro měření	21
4. Praktická část	24
Výsledky	27
1. měření	27
2. měření	32

3.měření	41
Rozdíl impedancí	48
Korelační analýza	50
Statistika pro pH všech čtyř měření	50
Statistika pro teplotu 3. srdce a 4. srdce	51
Graf všech hodnot naměřených na 3. Srdci	52
Velikost změny impedance, teploty a pH při frekvenci 20 Hz.....	54
Hodnoty Impedance, teploty a pH ve stejném čase	56
Párový ttest shody středních hodnot normálního výběru při neznámém rozptylu.....	58
Závěr	60
Seznam použité literatury	63
Seznam Obrázků	65

Úvod

Největším problémem současné kardiokirurgie a operací na otevřeném srdci je neadekvátní ochrana srdce v kardioplegické zástavě, kdy je srdce napojeno na mimotělní oběh. V této části operace dochází ke vzniku ischemie srdce, což je způsobeno nepoměrem mezi dodávkou a spotřebou kyslíku. Nedostatek kyslíku vede ke zvýšení kyslíkového dluhu a následně k intracelulární acidóze, což je nahromadění H^+ iontů. Pokud ischemie trvá dostatečně dlouho, dojde k nevratným změnám a buňky myokardu odumírají. [14]

Během operací se měří mnoho parametrů jako je například Ekg, krevní arteriální tlak, centrální žilní tlak, tlak v plicnici, teplota, pulsní oxymetrie, kapnografie, TEE. Avšak žádná literatura se nezmiňuje o měření srdeční teploty, pH nebo impedance během těchto operací a jejich vzájemném vztahu[17]

Cílem této diplomové práce je nalézt vzájemný vztah, pokud nějaký existuje, mezi srdeční teplotou, pH a impedancí.

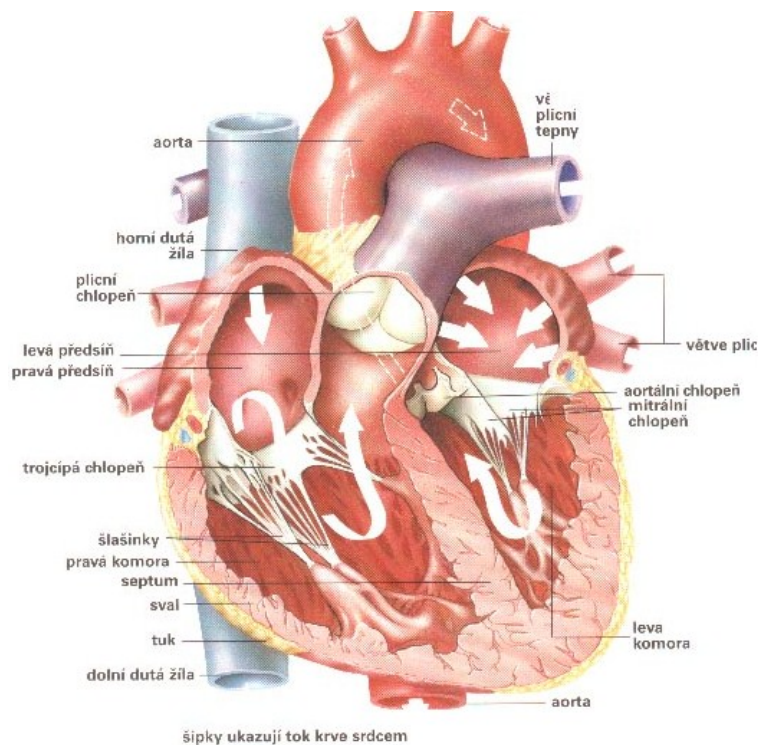
Na jatkách v Opavě proběhlo měření výše zmíněných parametrů na čtyřech prasečích srdcích. Tyto hodnoty byly následně zpracovány a vyhodnoceny pomocí statistických metod a vyhodnoceny v závěru.

1. Úvod do problematiky kardiochirurgie

1.1. Anatomická stavba srdce a jeho uložení v hrudní dutině

1.1.1. Stavba srdce

Srdce je dutý svalový orgán zajišťující cirkulaci krve. Jeho hmotnost se pohybuje mezi 230g – 320g a jeho velikost je přibližně rovná pěsti osoby, jíž srdce náleží. Je uloženo v dutině hrudní, třetina leží vpravo od střední čáry, zbytek je nalevo. Vlevo v pátém mezižebří lze nahmatat hrot srdeční. [1], [2]



Obrázek 1 - Stavba srdce [10]

Srdce se dělí na levou a pravou polovinu. Každá část má předsíň (atrium) a komoru (ventrikulus).

Srdce je uloženo v perikardové dutině a má tři vrstvy:

1. **Endokard** neboli vnitřní výstelka je hladká, lesklá a průsvitná membrána. Pokrývá papilární svaly, šlašinky, srdeční chlopně a to trojcípou (mezi pravou síní a pravou komorou) a dvojčípou (mezi levou síní a levou komorou). Úkolem chlopní je usměrňovat tok krve v komorách. Chlopně, jež brání zpětnému toku krve, se nazývají poloměsíčitě. Ty se nacházejí na počátku aorty a plicního kmene. Nervy a vlákna převodního systému srdečního se nacházejí v subendotelovém vazivu. [3], [4]
2. **Myokard** (střední vrstva) je největší částí stěny srdeční. Nejsilnější je v levé komoře, kde má tloušťku mezi 3 a 4 cm. Tato vrstva je tvořena příčně pruhovaným svalstvem. Pro lepší vedení vzruchů jsou svalová vlákna uspořádána v prostorovou síť. Tato vlákna jsou složena z kardiomyocytů, cylindrických buněk s šikmými

výběžky, jejichž jádro je obvykle uloženo uprostřed. Hranice jednotlivých buněk se nazývají interkalární disky. Přibližně čtvrtina kardiomyocytů může mít dvě jádra. Mezi trávci, které tvoří trojrozměrnou síť, je řídké vazivo, v němž se nachází krevní kapiláry koronárního oběhu.[3],[4]

3. **Epikard** je vazová blána jež tvoří povrch srdce. Tvoří jej vrstva kolagenního vaziva, prostoupeného lalůčky tukového vaziva. Na jeho povrchu je jednovrstevný plochý mezotel. [4]

Epikard přechází v perikard (osrdečník), mezi nimi je tekutina, která zabraňuje tření těchto tkání. Perikard se svou stavbou podobá epikardu. Na jeho vnitřní straně je jednovrstevný plochý mezotel a pod výstelkou je vrstva kolagenního vaziva. Toto vazivo je ve srovnání s epikardem hustší a bohatší na kolagenní vlákna. [4]

1.1.2.Srdeční frekvence

Srdce je v podstatě pumpa rozvádějící krev po těle. Jeho činnost je nezbytně nutná k životu, jelikož přerušení krevního oběhu na několik sekund vede ke ztrátě vědomí. Po zástavě na dobu 4-5 minut dojde k smrti mozku a delší přerušení vede k celkové smrti lidského organismu. [3]

1.1.3.Malý (plicní) oběh

Odkysličená krev je hnána z pravé komory plicní tepnou (plicnice) do plic, kde dojde k jejímu okysličení a vrací se zpět plicními žilami do levé síně a odtud do levé komory.[3], [2]

1.1.4.Velký (tělní) oběh

Okysličená krev je vytlačována z levé komory přes aortu a tepny (břišní aorta, podklíčkové tepny, krkavice) do všech tkání v těle, kde předá živiny a kyslík. Odkysličená krev se vrací zpět přes žíly (horní a dolní dutá žíla) do pravé síně.[3], [2]

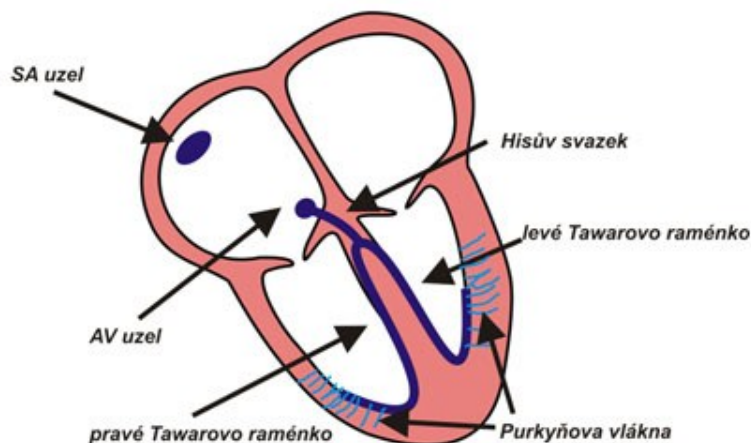
1.1.5.Vznik a šíření vzruchu v srdci

Srdeční svalovina se velmi podobá svalu kostry, avšak buňky srdečního svalu jsou propojeny navzájem. Funkčně tvoří soubuní (syncytium), což má velký význam pro šíření vzruchů. [3]

1.1.6.Převodní systém srdeční

Srdce pracuje automaticky jako pulzní pumpa. V převodním systému vzniká vzruch. Je tvořen sinusovým uzlíkem (ústí horní duté žíly do pravé síně) a síňokomorovým uzlíkem (rozhraní pravé síně a pravé komory). Buňky převodního systému mají na rozdíl od ostatních buněk srdečního svalu vysoký obsah glykogenu (zásobní cukr v lidském těle) a málo myofibril (základní kontaktní jednotka svalové buňky). Funkčně se od nich liší tím, že jsou nadány automacií – neudrží stále diastolické napětí a při poklesu na kritickou hodnotu prahu dráždivosti vznikne vzruch. Ten se rozšíří do celého srdce. Vzruch vzniká v sinusovém uzlu (60 – 70/min), pak pokračuje do síňokomorového uzlu, kde se jeho frekvence zpomalí (asi 40/min). Odtud vzruch

pokračuje Hisovým svazkem, který se větví na pravé a levé Tawarovo raménko a odtud se vzruch vede do poslední části, Purkyňových vláken, z nichž je vzruch předán do srdečního svalu. Zpomalení frekvence srdeční automacie slouží ke kontrakci síní a doplnění srdečních komor krví. [3]



Obrázek 2 Převodní systém srdeční [11]

1.1.7. Srdeční nervy, srdeční frekvence

Srdeční frekvence je řízena nervově i látkově. Nervová regulace se uskutečňuje sympatikem (zvýšení tepové frekvence) a parasympatikem (snížení tepové frekvence). V klidovém stavu se na chronotropních změnách více podílí parasympatikus, jenž ovlivňuje rychlé výchylky tepové frekvence v rozsahu 20-30 tepů/min. [3]

Mediátorem parasympatiku je acetylcholin a jeho vylučování X. hlavovým nervem (*n. vagus*) blízko sinoatriálního uzlu přímo ovlivňuje srdeční automacii. Parasympatické vlivy na srdeční rytmus jsou řízeny hlavně z jader v prodloužené míše (*nn. dorsalis nervi vagi a n. ambiguus*) Mediátorem sympatiku je noradrenalin a jeho vlivy jsou zprostředkovány *nn. Cardiaci*. Dráždění sympatiku zvyšuje stažlivost a tepovou frekvenci. Sympatické vlivy pocházejí z oblasti prodloužené míchy, kde je síť neuronů. [3]

1.2. Kardiochirurgické zákroky

Kardiochirurgie je lékařský vědní obor, který je součástí chirurgie a zabývá se diagnostikou, léčbou vrozených a získaných srdečních vad a chorob hrudní aorty a plicnice. Všechna onemocnění mají společnou jednu věc, porušenou hemodynamiku. [7]

Patří tam:

- stenózy
- insuficience chlopně
- kombinační vady
- zkratové vady (defekt septa, A - V píštěl)
- aneurysma (aorty, srdce)
- disekce aorty

- porucha vedení srdečního vzruchu
- kardiomyopatie
- nádory

Spektrum kardiochirurgických výkonů a indikací k jejich provedení se díky novým technikám, materiálovému a přístrojovému vybavení a mnohem lepší pooperační péči rozšířilo. K velkému pokroku také došlo, co se týče věku pacientů. V dětské kardiochirurgii se věk operovaných snižuje, u dospělých se naopak zvyšuje. [7]

Na rozvoji kardiochirurgie se podílí:

- zlepšení techniky a vedení mimotělního oběhu
- nové způsoby ochrany myokardu
- nové poznatky o poruchách oběhového systému
- změny v operační technice a taktice
- nové chlopenní náhrady
- přesnější předoperační diagnostika
- pokroky ve farmakologické léčbě
- moderní přístrojové a technické vybavení [7]

Náplň kardiochirurgie:

• chirurgie ICHS	70%
• chirurgie chlopenních vad	20%
• chirurgie vrozených vad	5%
• transplantace srdce	1%
• chirurgie hrudní aorty	1%
• ostatní (nádory, poranění)	3%

Operace srdce můžeme rozdělit do dvou skupin a to na operace na otevřeném srdci a operace na zavřeném srdci. [8]

1.2.1. Operace na zavřeném srdci

Tento termín označuje typ operace, kdy není zastavena činnost srdce. To po celou dobu operace vykonává svou činnost. Tyto operace se provádějí bez využití mimotělního oběhu. Řadíme zde výkony na velkých cévách (aorta, plicnice), výkony na perikardu, založení aortokoronárního bypassu a další. [8]

1.2.2. Operace na otevřeném srdci

U těchto operací je nezbytné využití mimotělního oběhu. Činnost srdce je úplně zastavena a funkci srdeční pumpy přebírá přístroj, který dodává krev do těla všem orgánům, a současně zajišťuje i její okysličování. Srdeční operace se provádějí buď v normotermii nebo v hypotermii. Hypotermie vede ke snížení nároků orgánů na přísun kyslíku, je to však patologický stav, který může způsobit pokles některých orgánových funkcí.

Hypotermii dělíme do tří skupin:

- I. **Mírná hypotermie:** TT 30 - 35 °C
- II. **Střední hypotermie:** TT 25 - 30 °C
- III. **Hluboká hypotermie:** TT pod 25 °C

Po ukončení operace je organismus postupně znovu ohříván. Dojde k obnově srdeční činnosti buď spontánně, nebo je srdeční sval stimulován a postupně přebírá svou funkci, zatímco podíl mimotělního oběhu klesá, až dojde k jeho odpojení. Doba operace na otevřeném srdci se pohybuje mezi 4 až 8 hodinami v závislosti na druhu a obtížnosti výkonu. Řadí se sem operace chlopní, operace septa, transplantace [8]

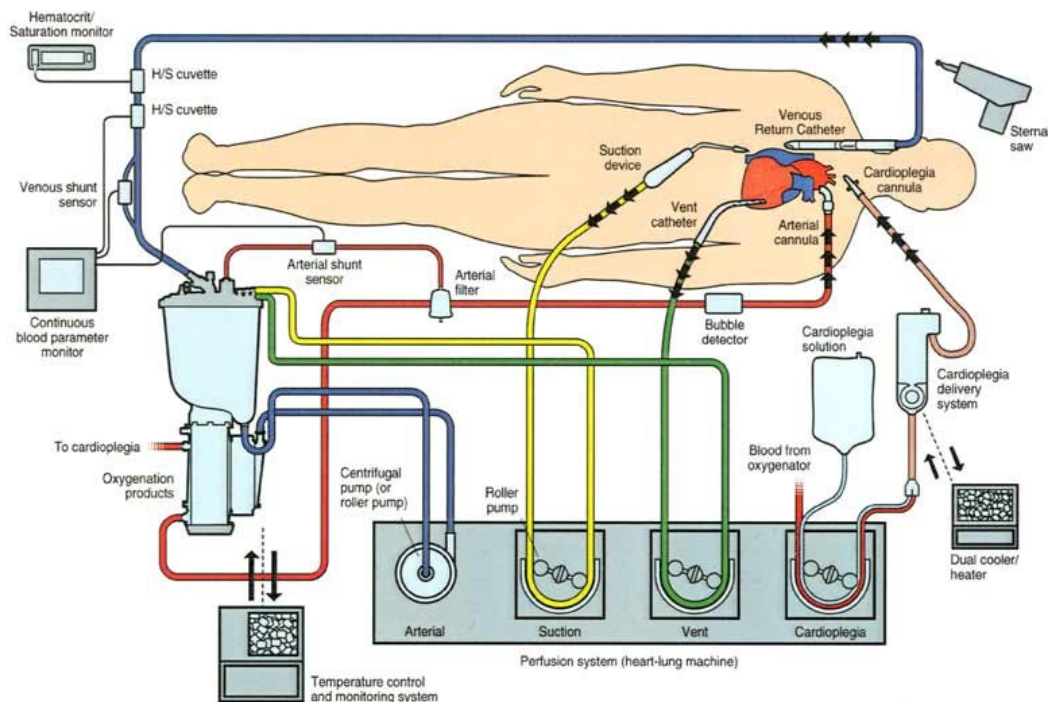
1.2.3. Mimotělní oběh

Princip mimotělního oběhu (MO):

Žilní krev pacienta je odváděna pomocí pump, skrz žilní kanylu z pravé síně nebo dvěma kanylami zavedenými do horní dolní duté žíly do oxygenátoru s rezervoárem. Zde se krev okysličí a je vháněna pumpou do tepenného řečiště kanylou zavedenou do ascendentní aorty. Používá se zde princip hemodiluce. Zředěná krev proniká do kapilární sítě organismu s menším odporem a tím se zlepší tkáňová perfuze. [8]

Přístroj pro MO obsahuje tyto části.

- 1. Krevní pumpa
- 2. Oxygenátor (výměník plynů)
- 3. Výměník tepla
- 4. Systém kanyl



Obrázek 3 Schéma mimotělního oběhu [12]

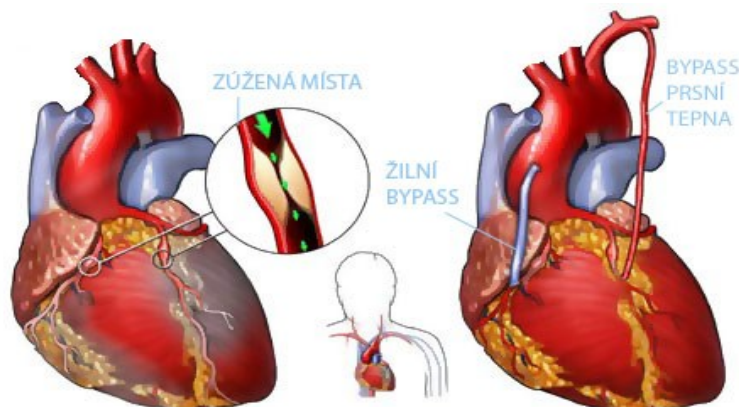
1.2.4. Operační přístupy v kardiochirurgii

- Střední podélná sternotomie – přetětí hrudní kosti ve střední čáře.
- Příčná transsternální torakotomie – příčné přetětí hrudní kosti v úrovni 3. nebo 4. Mezižebří.
- Torakotomie pravostranná, levostranná - otevření pohrudniční dutiny v mezižebří.
- Mini invazivní přístup - malé chirurgické otevření v mezižebním prostoru.
- Transkatetrové přístupy - přes katétr zavedený z tříselné tepny nebo žíly. [8]

1.2.4. Srdeční operace

1.1.4.1. Koronární bypass – cílem této operace je zajištění dostatečného přísunu krve do srdce, zlepšení jeho funkce a snížení rizika infarkt myokardu. [7]

K vytvoření bypassu, se využívají **tepenné a žilní štěpy**. Žilní se získávají odběrem žíly z nohou a to ve většině případů pomocí endoskopické metody. Z tepenných štěpů se používá levá **prsí tepna**. Jemně se vypreparuje, na jednom konci se přeruší a na druhém se nechá připojená k podklíčkové tepně. U mladších pacientů lze použít i jiné tepenné štěpy, jako je například **vřetenní tepna**. [9]



Obrázek 4 - koronární bypass [9]

U této operace se většinou využívá střední sternotomie. Pacient je připojen k MO a následně je zasvorkována aorta a zastaveno srdce. Chirurg připojí konec vypreparované hrudní tepny k tepně věnčité. Po napojení bypassu je možno sundat svorku z aorty, následkem čehož dojde k obnově srdeční funkce. MO je odpojen, na srdce jsou připojeny elektrody, kdyby bylo nutné srdce stimulovat. Do hrudníku jsou zavedeny drény pro odvod krve a kontrolu krvácení. Hrudní kost je spojena pomocí drátěných stehů a je sešito podkoží a kůže. [7]

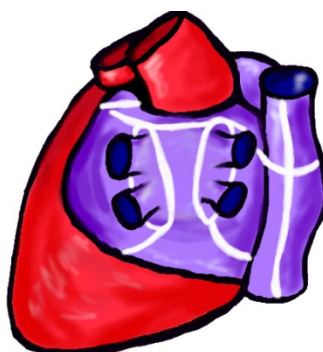
1.2.4.1. Chirurgická náhrada chlopně – Cílem této operace je náhrada špatně fungující chlopně chlopenní protézou. Chirurgové využívají buď mechanickou, nebo biologickou chlopenní náhradu.

Mezi biologické chlopenní náhrady řadíme náhrady pocházející z hovězích nebo vepřových srdcí. [7]

Na rozdíl od biologických chlopní, mechanické chlopně zaručují neomezeně dlouhou funkci, avšak na druhou stranu je pacient nucen požívat antikolagulační léky (Warfarin, Lawarin). Také je nutná pravidelná kontrola srážlivosti (Quickův test).[9]

1.2.4.2. MAZE – tato operace slouží k odstranění arytmií. Úkolem je vyřazení oblastí srdečních síní, kde dochází k vzniku kroužení vzruchů, jež způsobují fibrilaci síní. Při MAZE dochází k sérii přesně lokalizovaných řezů do stěny srdečních síní a vytvoření „bludiště“ jizev, které přeruší formování a vedení abnormálních vzruchů. K řezům dochází při působení nízkých teplot nebo radiofrekvenční energie. [9]

1.2.4.3. Endarterektomie srdce – při tomto výkonu dochází k odstranění organizovaných krevních sraženin z plicní tepny. Zákrok se provádí při hlubokém podchlazení pacienta s úplnou zástavou krevního oběhu. [9]



Obrázek 5 – Schéma linií jizev
při Maze [13]

1.2.5. Současné problémy kardiochirurgie

Největším problémem současnosti je ochrana myokardu před ischemickým poškozením. Toho lze dosáhnout hypotermií a použitím správného kardioplegického roztoku.

2. Současný stav monitorování při operacích

Během otevřené operace srdce se sleduje několik parametrů: Ekg, krevní arteriální tlak, centrální žilní tlak, tlak v plicnici, teplota, pulsní oxymetrie, kapnografie, TEE. [17]

Nejdůležitější část operace srdce probíhá na zastaveném srdci. Srdeční činnost je zastavena v diastole, jelikož v této fázi je nejvyšší nebezpečí poškození srdečního svalu. Během diastoly není k buňkám přiváděn kyslík a tím nedochází k tvorbě energeticky bohatých sloučenin nutných k zajištění integrity buněčných membrán. Je důležité co nejvíce zkrátit tuto část operace a především minimalizovat nároky buněk srdečního svalu. [15],[16]

Ischémie srdce vzniká při nepoměru mezi dodávkou a spotřebou kyslíku. Nedostatek kyslíku vede ke zvýšení kyslíkového dluhu a následně k intracelulární acidóze, což je nahromadění H^+ iontů. Pokud ischémie trvá dostatečně dlouho, dojde k nevratným změnám a buňky myokardu odumírají. [14]

Aby mohlo být srdce před těmito jevy ochráněno, je během otevřené operace srdce napojeno na mimotělní oběh. Většina operací na otevřeném srdci se provádí v hyperkalemické kardioplegické zástavě, což zajistí tři nejdůležitější podmínky pro bezpečnou operaci: klidné a bezkrevné operační pole a sníženou spotřebu kyslíku. Ochlazením srdce o $10^{\circ}C$ poklesne metabolismus buněk o 50 %. Teplota kardioplegického roztoku se pohybuje mezi 4 a $10^{\circ}C$. Díky hypotermii se zpomalí tkáňový metabolismus a uvádí se, že při teplotě $3 - 5^{\circ}C$ je metabolická aktivita desetkrát nižší, než při normální tělesné teplotě. Teplota srdce není homogenní, což je zapříčiněno mnoha faktory, a proto je důležité kontrolovat tuto hodnotu v době srdeční zástavy. [15],[16]

2.1. Možnost sledování teploty a přidružených ukazatelů fyzické kondice srdeční tkáně

Předpokladem je, že pomocí kontinuálního monitorování teploty srdce lze upravit operační postup tak, aby teplota srdce během celého průběhu operace byla homogenní.

Zvyšující se teplota jednotlivých částí srdce vede ke špatné ochraně srdečního svalu a tím zvýšení rizika jeho poškození po operaci. Tato poškození nemají u zdravého srdce relativně žádný význam, avšak při dlouhé operaci u značně poškozeného srdce nabývají na důležitosti.

V současnosti není známá optimální teplota, která je nutná k dosažení maximální ochrany srdce. Nejnovější studie provedené během posledních 25 let ukázaly, že pro určení rozsahu ischemického poškození je vhodné měřit pH tkáně myokardu. Byly prokázány významné korelace mezi pH tkáně myokardu a PCO_2 tkáně myokardu, krevním průtokem myokardu, teplotou a obsahem tkáňového ATP. [18]

2.2. Termodynamické věty

Termodynamika je obor fyziky, který se zabývá studiem rovnováhy makroskopických systémů, především v souvislosti s přenosem tepla a s teplotou. Vychází z obecných principů přeměny energie, jež jsou popsány třemi termodynamickými větami.[18]

2.2.1. První termodynamický zákon

První termodynamická věta představuje ve fyzice formulaci zákona zachování energie, podle něhož je energie izolované soustavy neměnná. Může se měnit pouze druh energie. To znamená, že se energie v izolované soustavě nemůže samovolně vytvářet ani zanikat.[19]

$$\text{Platí:} \quad \Delta U = Q + W \quad (1)$$

neboli změna vnitřní energie ΔU soustavy (plynu) je rovna součtu tepla Q přijatého soustavou a práce W vykonané vnějšími silami. [6]

První termodynamický zákon se ve většině případů uvádí v diferenciálním tvaru: [18]

$$dU = \delta Q + \delta W \quad (2)$$

Kde dU je změna vnitřní energie termodynamické soustavy, δQ je teplo a δW je energie dodaná soustavě prací vnějších sil.[19]

2.2.2. Druhý termodynamický zákon

Nelze sestavit perpetuum mobile 2. druhu, neboli není možné sestavit periodicky pracující tepelný stroj, který by jen přijímal teplo od určitého tělesa a vykonával stejně velkou práci. Při styku dvou těles, jež tvoří izolovanou soustavu, přechází teplo z tělesa o vyšší teplotě na těleso o nižší teplotě. Toto se děje tak dlouho, dokud tělesa nedosáhnou stejné teploty. Dosažení počátečního stavu není možné, protože by teplo muselo samo přecházet z chladnějšího tělesa na teplejší a tento děj v izolované soustavě nemůže nikdy nastat.[20]

Druhý zákon je postaven na definici entropie, která definuje neuspořádanost systému.

$$dS = \frac{\delta Q}{T} \quad (3)$$

Kde dQ je dodané teplo a T je teplota. [21]

Pokud spojíme první a druhou větu, získáme: [18]

$$dU \leq TdS + \delta W \quad (4)$$

2.2.3. Třetí termodynamický zákon

Třetí termodynamický zákon popisuje chování látek v blízkosti absolutní nulové teploty a říká nám, že není možné, dosáhnou absolutní nuly. [18]

2.3. Tvorba tepla a jeho šíření v těle

Stálá tělesná teplota je v lidském organismu udržována pomocí tvorby a výdeje tepla. V případě, že je produkce tepla v těle větší, než jeho výdej, dochází k zvyšování teploty a naopak, jsou-li vyšší tepelné ztráty, dochází k snižování teploty organismu. [22]

V klidu se na tvorbě tepla podílejí především vnitřní orgány a to z 60 %, z čehož 25% tvoří játra, 20% mozek, 8% ledviny a 7% mozek. Svaly vyprodukují přibližně 25% tepla. Při fyzické aktivitě ale svaly produkují až 90% celkového tělesného tepla. [23]

Šíření tepla je obstaráváno krví cirkulující uvnitř cév od jádra ke stěnám, pronikáním skrz izolační vrstvu, kterou tvoří tuková tkáň. [23]

2.3.1. Rozdělení tepla

Z hlediska tepla dělíme lidské tělo na dvě části:

- **Tělesné jádro** – tvoří ho dutina břišní, hrudní, lební a vnitřní části svalstva končetin. Teplota jádra je relativně stabilní, čímž jsou zajištěny stabilní životní funkce. Klesne-li teplota jádra pod 35°C nastane hypotermie. Teplo v jádře vzniká chemickou cestou a lze ho měřit v jícnu či rektu. [23]
- **Periferní obal** – je tvořen svaly, tukem, podkožím a kůží. Teplota obalu klesá se vzdáleností od jádra a je ji možno měřit na povrchu těla. [23]

2.3.2. Výdej tepla

- **Sálání** (radiace)- Každé těleso o určité teplotě vyzařuje elektromagnetické záření, které má vlnové délky v ultrafialovém spektru pro vysoké teploty, ve viditelném spektru pro nižší teploty a v infračerveném spektru pro teplotu, v níž žijeme. „Množství tělesem vyzařené energie je přímo úměrné čtvrté mocnině rozdílu jeho absolutní teploty a okolí.“ Vyšší živočichové ztrácejí až 60% tepla sáláním.[24]
- **Vedení** - molekuly teplejšího místa odevzdávají svou kinetickou energii molekulám, které jsou chladnější.[24]
- **Proudění** - teplo je nejprve odvedeno do vrstvičky vzduchu kolem těla, kde se poté vymění teplý vzduch se studeným. [23]
- **Odpařování** – je to nejdůležitější způsob výměny tepla, jelikož má voda vysoké skupenské teplo vypařování (až 20% odváděného tepla). K odpařování dochází v průběhu dýchání a pocení. Vlivem vyšší tělesné teploty se zrychluje a naopak s nižší tělesnou teplotou se zpomaluje.[24]

3. Rozbor návrhů

3.1. Měření pH

pH je definováno jako „záporná hodnota dekadického logaritmu koncentrace vodíkových iontů.“

$$\text{Obecná rovnice: } pH = -\log(a(H_3O^+)) \quad (5)$$

a = aktivita iontu (H_3O^+)

Hodnoty pH se pohybují v rozmezí 0 a 14, kdy kyseliny mají pH mezi 0 a 6 a zásady mezi 8 a 14. pH čisté vody je rovno 7.

Zvýšením koncentrace oxoniových kationtů (H_3O^+) vzniká kyselost, naopak přebytkem hydroxylových aniontů (HO^-) dochází ke vzniku zásaditosti. [25]

3.1.1. Potenciometrie

V současné době se pH vodných roztoků měří pomocí potenciometrie, která jako měrný člen využívá skleněnou elektrodu. U této metody se měří elektrický potenciál mezi měrnou a referenční (elektroda II druhu – potenciál je i při změně prostředí konstantní) elektrodou.

Ve většině případů je použita kalomelová či AgCl srovnávací elektroda. V medicíně se k monitorování pH krve pacientů využívá miniaturní pH elektroda. [25]

Kyselost měřeného roztoku je určena pomocí elektrického potenciálu měrné skleněné elektrody. Základní částí skleněné elektrody je tenkostěnná miniaturní baňka ze speciálního skla, naplněná pufrům (roztok o konstantním pH). Stěny baňky jsou ve styku s měřeným roztokem. Rovnováha mezi H_3O^+ ve zkoumaném roztoku a ionty na povrchu skla zapříčiní změnu elektrického potenciálu elektrody. [25]

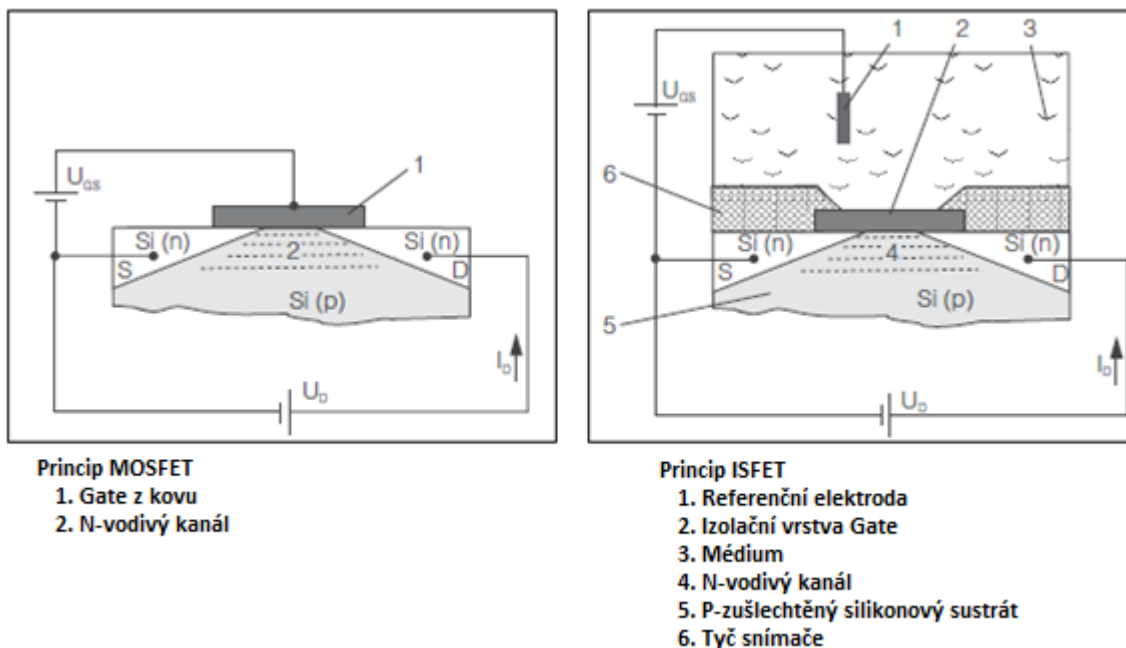
Elektrický potenciál mezi měrnou a referenční elektrodou je měřen citlivým potenciometrem, který má vysoký vstupní odpor. V praxi je rozdíl potenciálů měřen pro konkrétní elektrodu pomocí pufrů. Tento naměřený potenciálový rozdíl slouží ke kalibraci elektrody a upřesnění výsledků. [25]

3.1.2. Polovodičový pH metr

Iontové selektivní tranzistory s efektem pole využívají uspořádání tranzistorů MOS, které jako řídicí elektrodu nemají gate z kovu. U tranzistorů ISFET se nachází médium, které je v přímém kontaktu s izolační vrstvou gate. [26]

Do P-vodivého základního materiálu polovodiče (Si) difundují dvě silně N-vodivé oblasti. Ty působí jako elektroda dodávající (Source - S) a přijímající (Drain - D) proud. Kovová elektroda u MOSFET nebo médium u ISFET tvoří společně se substrátem kondenzátor. Vlivem difference potenciálu mezi gate a substrátem, dojde ke zvýšení hustoty elektronů mezi elektrodou dodávající a přijímající proud, a tím ke vzniku vodivého kanálu.

U ISFET, je médium v přímém kontaktu s izolační vrstvou gate. Proto H^+ ionty, které jsou k dispozici v médiu a nacházejí se na hranici izolační vrstvy gate, vytváří elektrického pole (potenciál gate). V závislosti na co tom je popsáno výše, je vytvořen N-vodivý kanál a mezi "Source" a "Drain" je vyvolán proud.[26]



Obrázek 6 [2]

Selektivní ISFET pH

Izolátor gate slouží jako iontově-selektivní vrstva pro kationty vodíku (H^+). Ten je sice pro ionty H^+ nepropustný, umožňuje však oboustranné povrchové reakce s ionty H^+ .

V závislosti na kyselém nebo zásaditém charakteru měřených roztoků funkční skupiny na povrchu izolátoru dochází k přijímání nebo vydání kationtů vodíku. V kyselém médiu dochází k příjmu H^+ a ke kladnému nabití izolátoru. U zásaditého média je tomu naopak, výdej H^+ vede k zápornému nabití izolátoru. Podle hodnoty pH lze využít definovaného povrchového náboje k řízení efektu pole v kanálu mezi "Source" a "Drain". [26]

Procesy vedoucí ke vzniku potenciálu náboje a tím i řídicího napětí U_{gs} mezi "Gate" a "Source" popisuje Nernstova rovnice:

$$U_{GS} = U_0 + \frac{2,3RT}{nF} \log a_{ion} \quad (6)$$

U_{GS} = Napětí mezi gate a source

U_0 = Napětí offsetu

R = Plynová konstanta

T = Teplota [K]

N = Elektrochemická hodnota (1/mol)

F = Faradayova konstanta

a_{ion} = aktivita druhu iontů

[26]

3.2. Měření teploty

3.2.1. Bezkontaktní měření teploty

Objekty, mající teplotu vyšší než absolutní nula, vyzařují elektromagnetické záření v určité části spektra. Pro bezdotykové měření teploty je využito elektromagnetické záření o vlnových délkách mezi 0,4 a 25 μm . Těmto vlnovým délkám odpovídá část viditelného spektra záření, zbytek tvoří infračervená oblast spektra, která odpovídá vlnovým délkám mezi 0,78 μm a 1 000 μm .

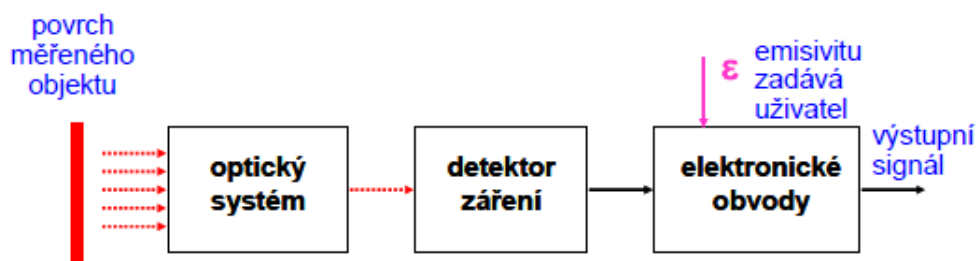
Záření, jež je využíváno pro bezdotykové měření teploty dělíme na oblast:

- Viditelného spektra: 0,4 - 0,78 μm
- Blízkého infračerveného spektra: 0,78 - 1 μm
- Krátkovlnného infračerveného spektra: 1 - 3 μm
- Středovlnného infračerveného spektra: 3 - 5 μm
- Dlouhovlnného infračerveného spektra: 5 - 25 μm

Elektromagnetické záření s vlnovou délkou mezi 2 μm a 25 μm se nazývá tepelné záření.[27]

Princip

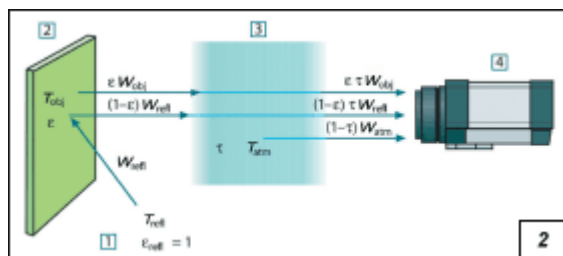
Přístroje pro měření tepelného záření umožňují měření teplot v rozmezí od -40 °C až do 10 000 °C. [7]



Obrázek 7 – Blokové schéma bezdotykového teploměru [27]

Termovizní kamera nebo pyrometr snímá záření samotného objektu spolu se zářením odraženým z okolí. Tato záření jsou zeslabována atmosférou mezi detektorem a měřeným objektem. Mimo tato dvě záření je také potřeba vzít v úvahu záření atmosféry. Termovizní systém vyžaduje nastavení určitých parametrů, bez kterých by nebylo možno vyhodnotit teplotu

a je nutné, aby byl vybaven korekcí těchto parametrů.



Obrázek 8 - Schematický nákres obecného termovizního systému: 1 – okolí

2 – objekt

3 – atmosféra

4 - kamera/snímač

Každý objekt má jinou vlastní emitanci a proto, je pro správné měření nutné znát parametr nazvaný **emisivita** (poměr energie vyzařované objektem k energii odražené). U většiny objektů je tento parametr dostatečně

vysoký, avšak u kovů je nízký (tzn., že je větší odražená složka infračerveného záření než vlastní emitovaná složka). Za těchto podmínek je při bezkontaktním měření teploty nutno

dodržet dané postupy nebo použít pomůcky jako jsou speciální nátěry a fólie se stanovenou emisivitou.[27, 28]

Systémy pro bezkontaktní měření teploty

Tyto systémy se rozlišují dle použitého detektoru a provedení. Mezi nejjednodušší systémy se řadí spektrální pyrometry. Jsou to jednobodové bezkontaktní teploměry, které naměřenou hodnotu záření přepočítávají na teplotu. Jejich výstupem je jedna hodnota (teplota). Uplatňují se především ve stacionárních aplikacích nepřetržitého bodového monitorování teploty nebo pro rychlé určení teploty konkrétních měřicích bodů.[27]

Dalším systémem jsou dlouhovlnné termovizní systémy s maticovým detektorem, u nichž se nyní využívá rozlišení 160×120 nebo 320×240 bodů. Výsledkem je obraz sestavený z jednotlivých hodnot, které jsou rovny úrovni vyzařované energie infračerveného záření z měřeného objektu. Tímto způsobem je možno teplotu okamžitě měřit a zároveň zobrazit rozložení teploty nebo zdroje šíření tepla.

Dělení termovizních kamer podle uspořádání:

- **Přenosné** (diagnostika a kontrola strojů a zařízení, stavební aplikace, medicína apod.).
- **Stacionární** (kontrola teplot on-line při výrobních procesech nebo bezpečnostních aplikacích). [27]

3.2.2. Kontaktní měření teploty

Snímače pro kontaktní měření teploty:

- 1) Elektrické
 - a. Odporové kovové senzory tepla
 - b. Polovodičové odporové senzory tepla
 - c. Polovodičové s PN přechodem
 - d. Termoelektrické články
- 2) Dilatační (Bojlery, žehličky)
- 3) Tlakové (kapilára s kapalinou- roztažnost)
- 4) Speciální

Odporové kovové senzory tepla

Tyto senzory využívají změnu elektrického odporu kovů v závislosti na teplotě, kdy se elektrický odpor s teplotou zvyšuje. Tato závislost závisí na materiálu, ze kterého je senzor vyrobena a z toho důvodu byla zavedena materiálová konstanta α_R [K^{-1}] (teplotní součinitel odporu). Pro úzký rozsah teplot v rozmezí 0-100 °C lze závislost odporu kovu na teplotě považovat za lineární:

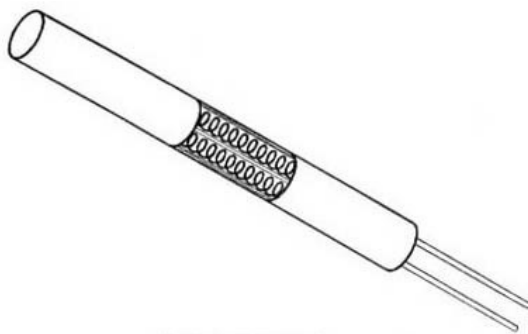
$$R_t = R_0(1 + \alpha_R t) \quad (7)$$

Kde R_t [Ω] je odpor při teplotě t [$^{\circ}C$], R_0 [Ω] je odpor při teplotě $0^{\circ}C$. [29],[30]

Materiály používané pro kovové odporové snímače teploty jsou platina, nikl a měď méně používané materiály jsou pak Balco (Ni-Fe), molybden a pro extrémně nízké teploty se využívají slitiny kovů Rh-Fe, Pt-Co. [29],[30]

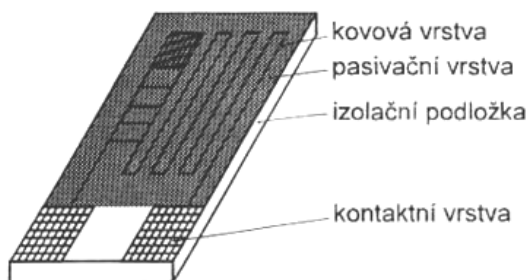
Odporová čidla mohou být v těchto provedeních:

1. **Vinutá čidla** - odporové vinutí je uloženo buď v kapilárách válcových keramických nosných tělísek, nebo je navinuto na vnějším povrchu tělísek a je přeskleno keramickým smaltem, nebo skelnou pájkou. Vinutá čidla jsou vyrobena s odporem $R_0 = 100 \text{ W}$, nebo 500 W . [31]



Obrázek 9 – Vinuté čidlo [32]

2. **Vrstvové čidlo** – Odporové vinutí je nahrazeno odporovou vrstvou, nejčastěji z platiny nebo niklu, nanesenou na nosné destičce z korundové keramiky. Tato čidla se vyrábějí s širokou škálou jmenovitých odporů a můžou být jak ve formě malých obdélníkových destiček, tak v zapouzdřené podobě (destičky jsou uloženy ve válcových keramických pouzdrech. [31]



Obrázek 10 – Vrstvové čidlo [32]

Polovodičové odporové senzory tepla

Polovodičové odporové senzory tepla využívají teplotní změnu odporu polovodičových keramických materiálů. Tyto senzory mají velkou teplotní citlivost, jsou odolné vůči vibracím, jsou levnější oproti odporovým sensorům, menší a mají vysokou rezistivitu (potlačení vlivu odporů vedení).

Při absolutní nule jsou elektrony pevně vázány k jádrům, což vede k tomu, že při této teplotě polovodičové senzory nevedou elektrický proud. Elektronům je potřeba pomocí tepla dodat dostatečnou energii k přeskoku z valenčního do vodivostního pásma. Čím vyšší bude dodaná tepelná energie, tím bude vyšší koncentrace nosičů náboje a tím bude menší odpor polovodiče. [29],[30]

Polovodičové senzory tepla dělíme na:

- Termistory
 - Negastory – NTC (Negative Temperature Coefficient)
 - Pozistory – PTC (Positive Temperature Coefficient)
- Monokrystalické Si snímače

Negastor

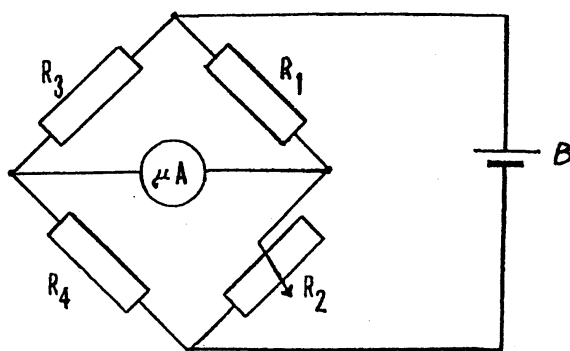
Negastor má zápornou hodnotu teplotního součinitele odporu, což znamená, že odpor s rostoucí teplotou klesá. Tato závislost je exponenciální a způsobuje velkou nelinearitu především, měří-li se v širším rozsahu teplot. Sériovým nebo paralelním řazením negastorů a odporových sítí, nebo použitím speciálních linearizačních obvodů lze tuto nelinearitu kompenzovat. [29],[30]

$$R_1 = R_2 e^{B\left(\frac{1}{T_1} - \frac{1}{T_2}\right)} \quad (8)$$

Kde R_1 je odpor při teplotě T_1 a R_2 je odpor při teplotě T_2 , B je materiálová konstanta.

Vyrábí se práškovou metodou ze směsi kovů (např.: $\text{Fe}_2\text{O}_3 + \text{TiO}_2$, $\text{MnO} + \text{CoO}$), je zpevněný slinkováním za vysokých teplot. Rozsah teplot obvykle pohybuje mezi -50°C a $+200^\circ\text{C}$. Negastory jsou vhodné pro měření malých a rychlých teplotních změn. [8], [9]

V současnosti nejpoužívanější jsou perličkové termistory a to díky jejich malé tepelné setrvačnosti. Termistorový teploměr je do značné míry Wheastonův můstek, kde dochází ke změně odporu skleněných termistorových perliček v závislosti na záporné teplotě. **Termistor je zapojen jako odpor v jedné z větví můstku.** V úhlopříčce můstku je zapojen ampérmetr, který prostřednictvím metody výchylkových měření indikuje rozladění způsobené změnou odporu termistoru v závislosti na teplotě. [33]

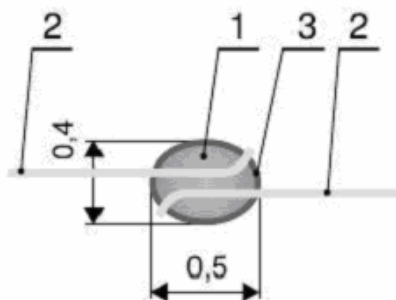


Obrázek 11 – Negastor

Kde R_1 , R_3 , R_4 jsou pevné odpory, R_2 je termistor, μA je mikroampérmetr a B je baterie.

Perličkové termistory mají tvar perličky, jejíž průměr bývá mezi 0,2 až 3 mm. Vývody perličkových termistorů (kontakty) jsou z platinové slitiny. Tyto kontakty jsou zabudovány

přímo do těla termistoru. Perličkový termistor má velmi malé rozměry. Skládá se z polovodičového jádra (1), přírodních vodičů (2) a ochranného obalu (3). [33]



Obrázek 12 - Perličkový negastor [32]

Pozistor

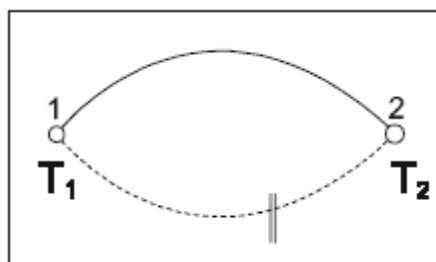
Pozistory mají kladnou hodnotu teplotního součinitele odporu, čili při zvyšování teploty dochází k poklesu odporu. Při překročení referenční (spínací, Curieovy) teploty strmě vzroste až o několik řádů. Referenční teplota je daná teplotou, při níž se rezistivita materiálu rovná dvojnásobku minimální rezistivity materiálu. [29],[30]

$$R_S = 2R_{MIN} \quad (9)$$

Spínací teplotu volíme z rozsahu od 60 °C do 180 °C. Pozistory jsou vyrobeny z polykrytalické feroelektrické keramiky. [29],[30]

Termoelektrické články

Termočlánek je tvořen dvěma vodiči, které jsou vyrobeny z různých materiálů. Pokud jsou konce vodičů spojeny a mají jinou teplotu (T_1 a T_2), a článkem protéká proud.



Obrázek 13 – termočlánek [31]

Když je rozpojíme, vznikne na rozpojených svorkách termoelektrické napětí $E[V]$, které závisí na rozdílu teplot na koncích vodičů a na druhu materiálu. Pokud zde zapojíme měřicí přístroj, můžeme změřit rozdíl potenciálů – elektromotorické napětí. Zde platí vztah:

$$U_E = A + B\Delta t + C\Delta t^2 \quad (10)$$

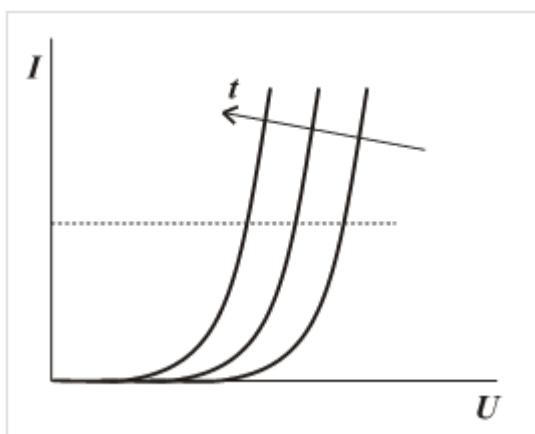
Kde U_E je termoelektrické napětí $[V]$, A , B , C jsou konstanty závislé na použitých dvojicích materiálů, Δt je rozdíl teplot mezi dvěma kovy $[^{\circ}K]$. [30], [31]

Jeden konec termočlásku je nazván horkým a druhý konec je studený. Na studeném konci je nutno udržovat stálou teplotu, díky čemuž bude výsledné napětí, které je dané rozdílem mezi horkým a studeným koncem úměrné jen měřené teplotě. Teplota studeného konce je udržována na teplotě 0 °C, 20 °C, 25 °C a 50 °C. [30]

Termočláskem lze měřit vysoké teploty (až 3000 °C) avšak problémem je malá přesnost ve srovnání s ostatními senzory (kolem 0,5 °C). [30]

Polovodičové snímače s PN přechodem

Polovodičové snímače s PN přechodem využívají tepelnou závislost napětí PN přechodu v propustném směru. Tyto snímače existují ve formě tranzistoru nebo diody. Při daném proudu se v závislosti na změně teploty mění napětí. [29]

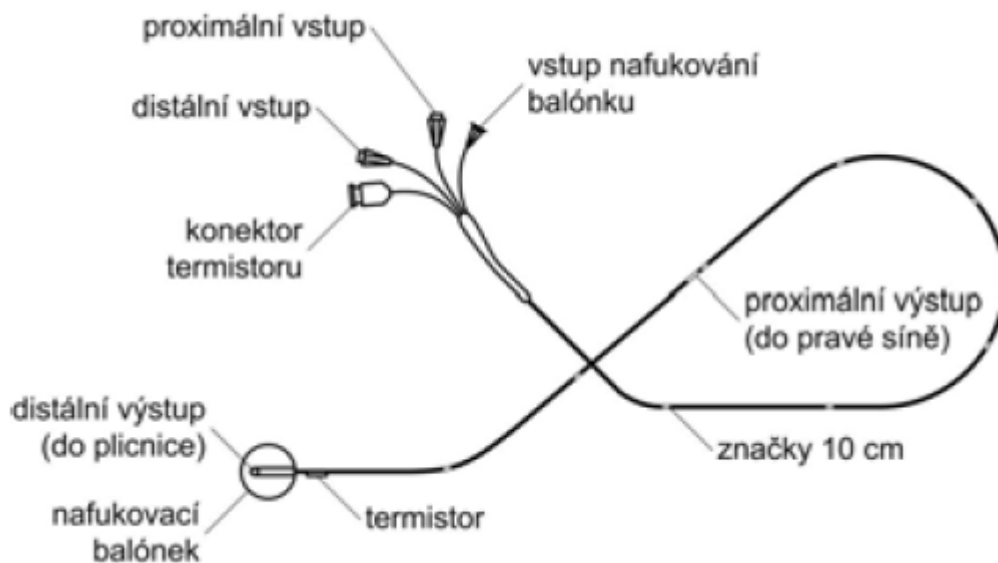


Obrázek 14 princip polovodičového snímače s PN přechodem [29]

Swan-Ganz katetr

Tento katetr se používá pro měření tlaku pomocí nafukovacího balónku, který je přiveden do plicnice a nafouknut. Poté je unášen proudem krve. Dále pomocí něho můžeme měřit i tlak a srdeční výdej. Srdeční výdej měříme pomocí termistoru, termodiluční metodou. Proximálním výstupem dojde k aplikaci chladného roztoku. Součástí katetru může být také optický snímač, kterým se měří nasycení smíšené žilní krve kyslíkem.

Swan-ganz katetr se zavádí punkcí jugulární nebo subklavické žíly a dále prochází přes horní dutou žílu do pravé síně, kde je měřen centrální žilní tlak. Dále se měří tlak v pravé srdeční komoře a střední tlak v plicnici. Balónek katetru pak ucpe plicnici, čímž se měří tlak v zaklínění. Tento katetr lze zavádět i bez rentgenu. [34]



Obrázek 15 – Swan-ganz katetr [34]

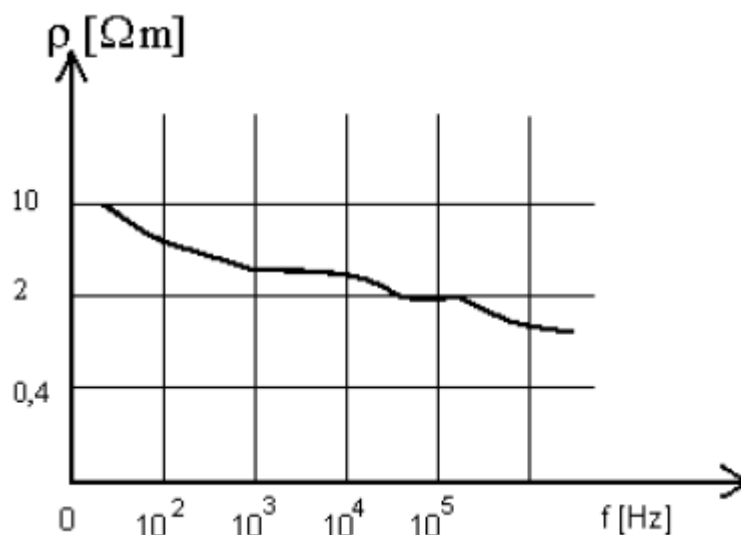
3.3. Měření impedance

Elektrická impedance tkání nese důležité informace o pasivních elektrických vlastnostech organismu a tkání, o celkové skladbě tkáně, průtoku tekutin, nervové a endokrinní aktivitě atd. Popisuje chování organismu jako spotřebiče elektrické energie, který je připojen ke zdroji střídavého napětí. Impedance (resp. odpor) tkáně je závislý na složení a objemu tkáně, na distribuci krve ve tkáni, na endokrinních (resp. neuronových) aktivitách ve tkáni a jiných faktorech. [39], [41]

Impedanční signál se generuje tak, že na jednom místě se střídavým proudem indukuje proud $20\mu\text{A}$ - 20mA o frekvenci 50kHz až 1MHz. Dalšími elektrodami se na jiném místě zkoumané tkáně snímá napětí generované proudem a impedancí tkáně. [41]

- Nízké frekvence (do 1kHz) - malá vodivost je způsobena vyšší impedancí buněčných membrán a průtokem proudu hlavně kolem buněk. Tím dojde ke zmenšení průřezu tkáně, kterou proud protéká.
- Vlivem zvyšování frekvence klesne kapacitní reaktance membrán ($X_C = 1/C$) a elektrický proud začne protékat i intracelulární tekutinou. Ta svou dobrou vodivostí zlepšuje celkovou vodivost tkáně.
- Vyšší frekvence (do 20kHz) – doba periody je menší než čas nutný k přemístění iontů přes buněčnou membránu a vlivem toho ionty při průchodu buněčnou membránou nestačí sledovat změny napětí. To způsobí pokles kapacity membrány a pokles permitivity tkáně.
- Vysoké frekvence (nad 20 kHz) – při takto vysokých frekvencích se vliv buněčných membrán neuplatňuje a vodivost a permitivita zůstávají neměnné.
- Velmi vysoké frekvence (nad 1 MHz) – prudký pokles impedance tkáně (zvýšení vodivosti), který je způsobený velkou kapacitní vodivostí intracelulární tekutiny.

Závislost impedance, vodivosti a permitivity tkání na frekvenci je podobná pro všechny typy tkání, dochází pouze ke změně jejich absolutní velikosti. [40]

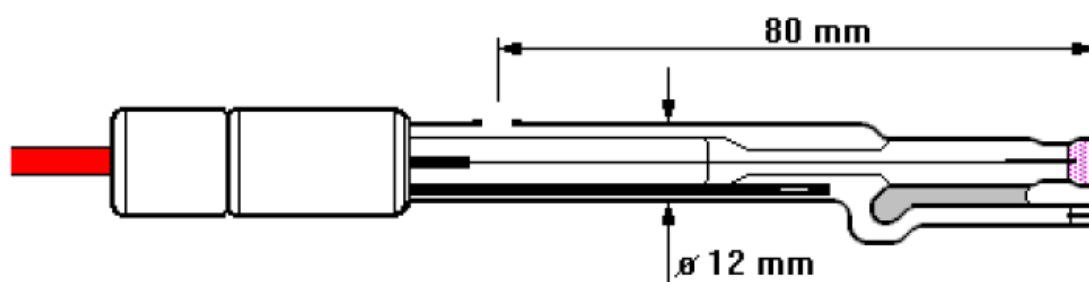


Obrázek 16 – frekvenční závislost rezistivity tkání [40]

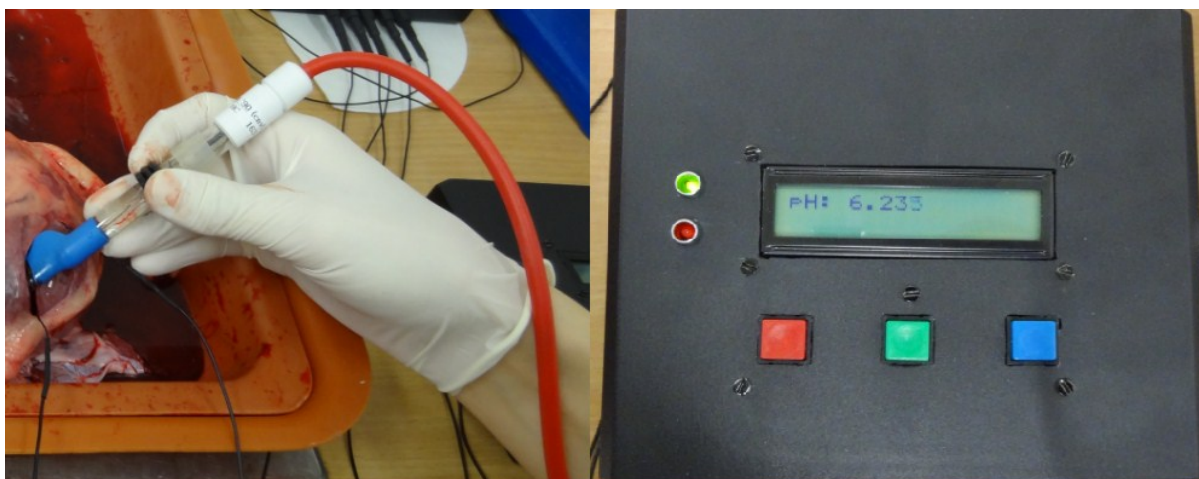
3.4. Přístrojová technika pro měření

3.4.1. pH sonda HC 163

pH sonda HC 163 je určena pro měření pH pomocí potenciometrie. Je to kombinovaná (spojená s referenční elektrodou), dotyková, celoskleněná sonda určená pro měření plochých vzorků jako je kůže, papír či folie. Její rozsah pH se pohybuje od 0 do 13 a teplotní rozsah mezi 0 a +40 °C. Má zvýšenou mechanickou odolnost. Přesnost pH metru je $\pm 0,1$ pH[36]



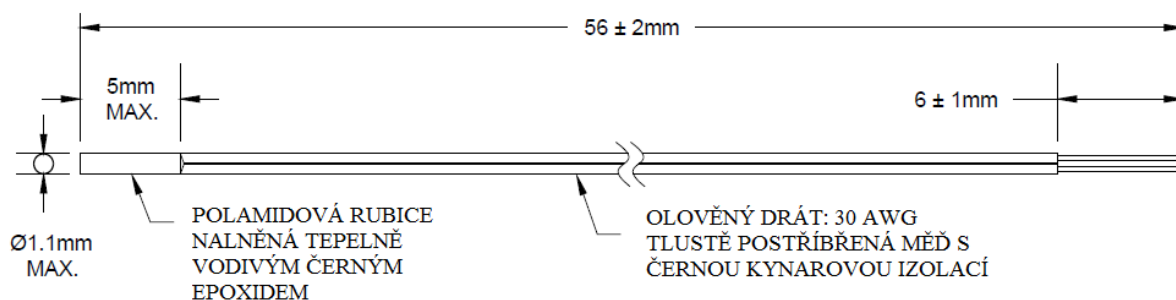
Obrázek 17 – pH sonda HC 163 [36]



Obrázek 18 – vlevo: pH sonda HC 163, vpravo: modul pro měření pH

3.4.2. Termistorová sonda mini beta CURVE (MBD)

Je to polovodičový NTC senzor tepla s krátkou dobou odezvy a malým průměrem hrotu. NTC termistor je připájený na 30 AWG silně postříbřený měděný drát s izolací Kynar. Jednotka je zalitá v polyamidové trubici s tepelně vodivým černým epoxidem. Rozsah teplot se pohybuje mezi $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$. [37]



Obrázek 19 - Termistorová sonda mini beta CURVE (MBD) [37]



Obrázek 20 – vlevo: Termistorová sonda mini beta CURVE, vpravo: modul pro měření teploty

3.2.3. Měření impedance - Stolní digitální LCR měřič HM 8118

Stolní digitální LCR měřič HM 8118 má základní přesnost 0.05%. Měření na frekvencích v rozsahu 20Hz - 200kHz. Lze pomocí něho měřit L , C , $|Z|$, R , X , $|Y|$, G , B , D , Q , ΔM , N . Umožňuje měření až 12 krát za sekundu. Impedanci (Z) lze měřit v rozsahu $0,01 \text{ m}\Omega$ - $100 \text{ M}\Omega$.

HZ 184 - Testovací Kabely s Kelvinovými svorkami (pro HM8118) pro měření neobvyklých komponent, které nelze měřit běžným příslušenstvím. [38]



Obrázek 21 – vlevo: LCR měřič HM 8118, vpravo: Testovací Kabely HZ 184 [38]

4. Praktická část

Praktická část této diplomové práce proběhla v pondělí 8. dubna 2013 ve společnosti JATKA - KURKA s.r.o. v Otčích. Experiment proběhl pod vedením Ing. Marka Penhaker, Ph.D za asistence Ing. Michala Voždy.

Popis experimentu:

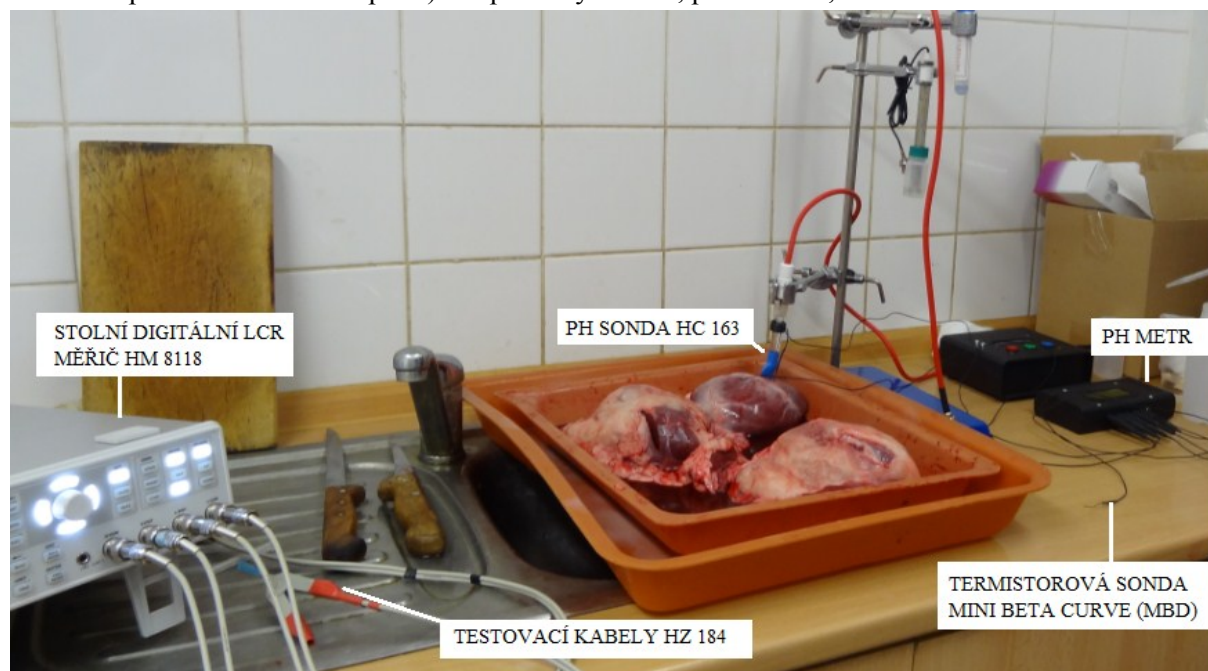
Celkem bylo testování provedeno na 4 prasečích srdcích, která byla donesena na místo měření v co nejkratším možném čase. Doba od porážky prasete až do počátku měření se pohybovala mezi 15 – 20 minutami. Tuto hodnotu nebylo možno přesně změřit, jelikož jsme se nepohybovali v místě jejich porážky a musíme se tedy spolehnout na přibližný čas, který nám uvedli pracovníci společnosti.

Váhy prasečích srdcí:

1. srdce – 700g
2. srdce – 858g
3. srdce – 400g
4. srdce – 556g

Příprava laboratoře:

Nejdříve byly zapnuty všechny přístroje a připraveny pomůcky. Poté byla provedena kalibrace pH metru. Tato kalibrace byla pro větší přesnost provedena na dvou pufrch (roztok s přesnou hodnotou pH v závislosti na teplotě). Ph pufrů bylo 4 a 7, přesnost $\pm 0,01$.



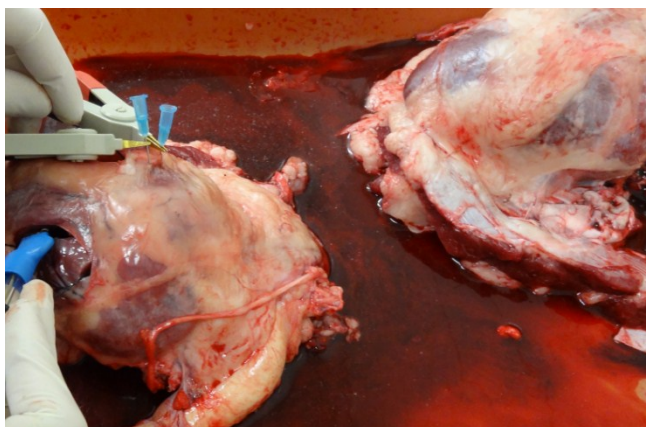
Obrázek 22 – Pracovní plocha

Použité vybavení - pomůcky

- pH sonda HC 163
- pH metr
- Termistorová sonda mini beta CURVE (MBD)
- Stolní digitální LCR měřič HM 8118
- Testovací kabely HZ 184
- Kuchyňská váha – CAMRY EK 3052
- Fotoaparát
- Kuchyňský nůž

Postup experimentu

1. Příprava všech přístrojů a pomůcek, kalibrace pH metru.
2. V 8 hodin 29 minut byla přinesena první dvě srdce o hmotnosti 700g a 858g. Teplota místnosti byla 19,5 °C. Okamžitě po přinesení srdcí byly zapnuty stopky. Pomocí stolního digitálního LRC měřiče byla měřena impedance a fáze, dále byla měřena teplota Termistorovou sondou a pH sondou pH. Všechny hodnoty byly zapisovány do tabulky a jsou uvedeny níže ve výsledcích. Impedance byla po celou dobu měřena na prvním srdci. Termistorové sondy byly po 42 minutách od usmrcení zvířete přesunuty na druhé srdce. Stejně tak byly pH sondy po 43 minutách přeneseny na srdce č. 2. Čas [s] odpovídá času od přinesení srdce do místnosti do počátku měření. K času v tabulce bylo nutno přičíst průměrnou hodnotu 18 minut, která odpovídá času od usmrcení prasete do zapnutí stopky. Čas + 18 [s] odpovídá času od usmrcení prasete do počátku měření dané veličiny. Měření na prvních dvou srdcích mělo spíše pokusný charakter k určení optimálního způsobu měření na zbylých dvou srdcích. První měření bylo ukončeno po 0:50:00 minutách od usmrcení prasete. Hodnoty impedance byly měřeny při různé frekvenci, která se pohybovala od 20hz do 200kHz, při různém napětí (50 mV a 1V) a při různé vzdálenosti elektrod (1cm, 2cm, 3cm).

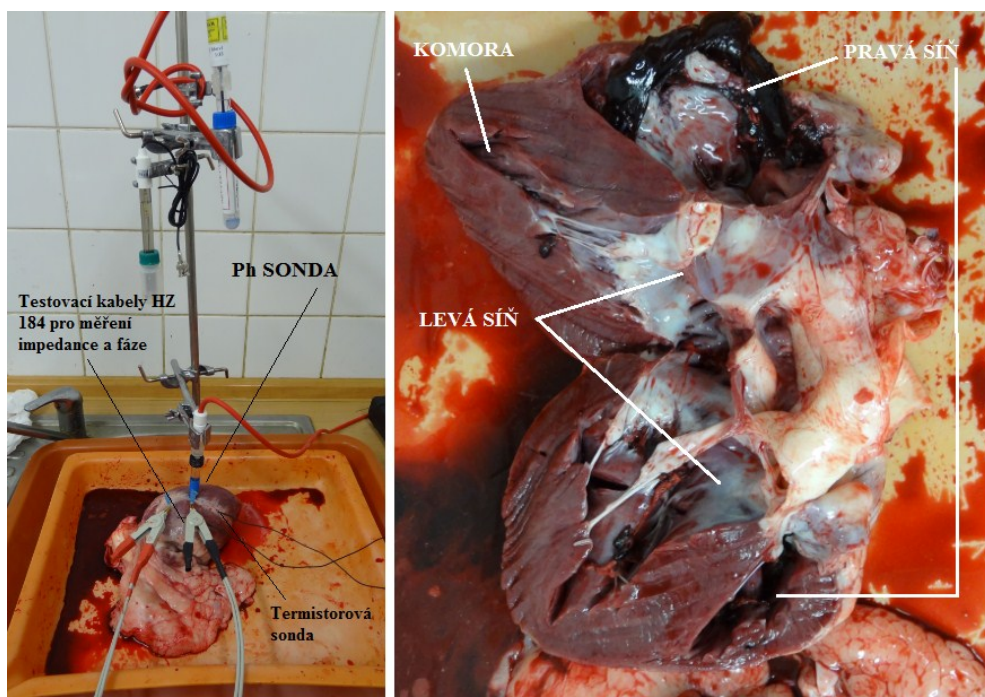


Obrázek 23 – vlevo- 1. srdce, vpravo 2. srdce

3. V 9 hodin 18 minut bylo přineseno druhé srdce o hmotnosti 400g. Teplota místnosti byla 21,5°C. Okamžitě po přinesení srdce byly zapnuty stopky. Pomocí stolního digitálního LRC měřiče byla měřena impedance a fáze, dále byla měřena teplota Termistorovou sondou a pH sondou pH. Všechny hodnoty byly zapisovány do tabulky a

jsou uvedeny níže ve výsledcích. Impedance byla po celou dobu měřena na prvním srdci. Čas [s] odpovídá času od přinesení srdce do místnosti do počátku měření. K času v tabulce bylo nutno přičíst průměrnou hodnotu 18 minut, která odpovídá času od usmrcení prasete do zapnutí stopky. Čas + 18 [s] odpovídá času od usmrcení prasete do počátku měření dané veličin. Druhé měření bylo ukončeno po 43 minutách od usmrcení zvířete. Hodnoty impedance byly měřeny při různé frekvenci, která se pohybovala od 20Hz do 200kHz, při různém napětí (50 mV a 1V) a při různé vzdálenosti elektrod (1cm, 2cm, 3cm).

4. V 10 hodin 8 minut bylo přineseno třetí srdce o hmotnosti 556g. Teplota místnosti byla 21,5°C. Okamžitě po přinesení srdce byly zapnuty stopky. Pomocí stolního digitálního LRC měřiče byla měřena impedance a fáze, dále byla měřena teplota Termistorovou sondou a pH sondou pH. Všechny hodnoty byly zapisovány do tabulky a jsou uvedeny níže ve výsledcích. Impedance byla po celou dobu měřena na prvním srdci. Čas [s] odpovídá času od přinesení srdce do místnosti do počátku měření. K času v tabulce bylo nutno přičíst průměrnou hodnotu 18 minut, která odpovídá času od usmrcení prasete do zapnutí stopky. Čas + 18 [s] odpovídá času od usmrcení prasete do počátku měření dané veličiny. Druhé měření bylo ukončeno po 0:40:00 minutách od usmrcení zvířete. Hodnoty impedance byly měřeny při různé frekvenci, která se pohybovala od 20Hz do 200kHz, při různém napětí (50 mV a 1V) a při různé vzdálenosti elektrod (1cm, 2cm, 3cm).

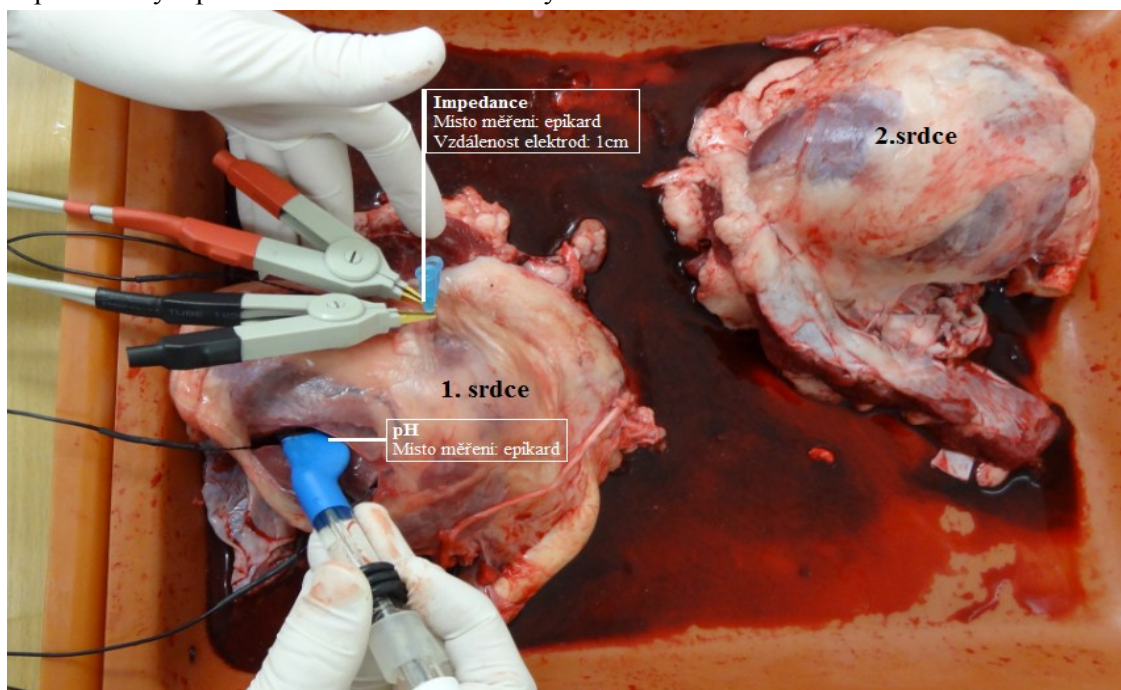


Obrázek 24 – vlevo – měřící technika, vpravo – otevřené srdce

Výsledky

1. Měření

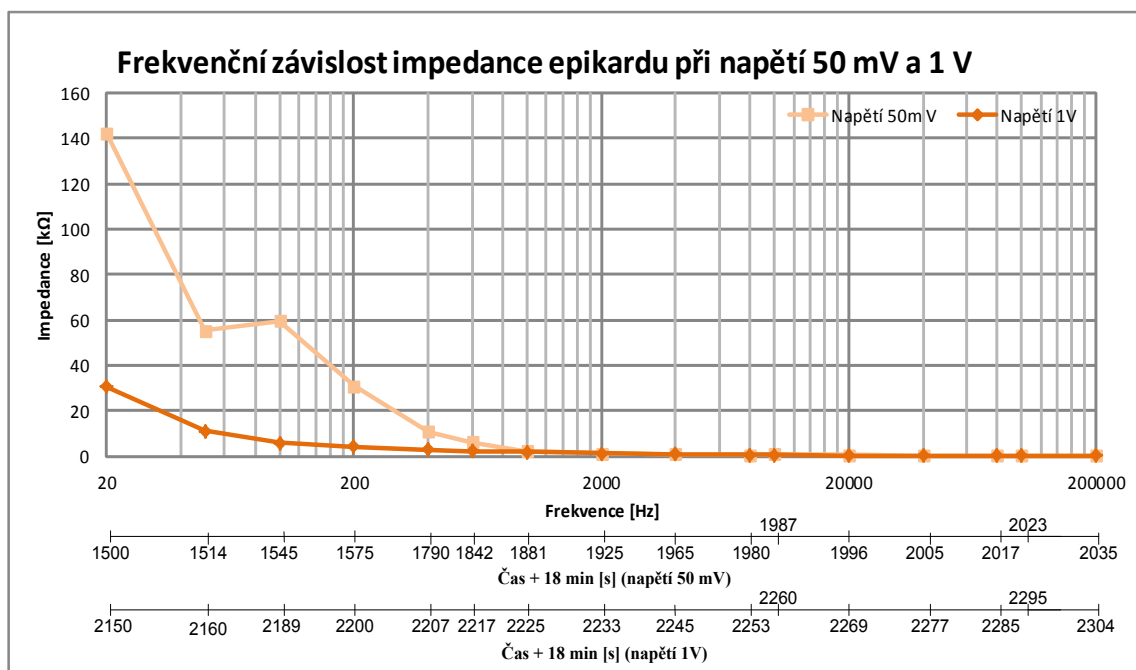
Měření (viz tabulka 1) bylo prováděno na 1. Srdci, které mělo hmotnost 700g. Místo měření impedance byl epikard. Vzdálenost elektrod byla 1 cm.



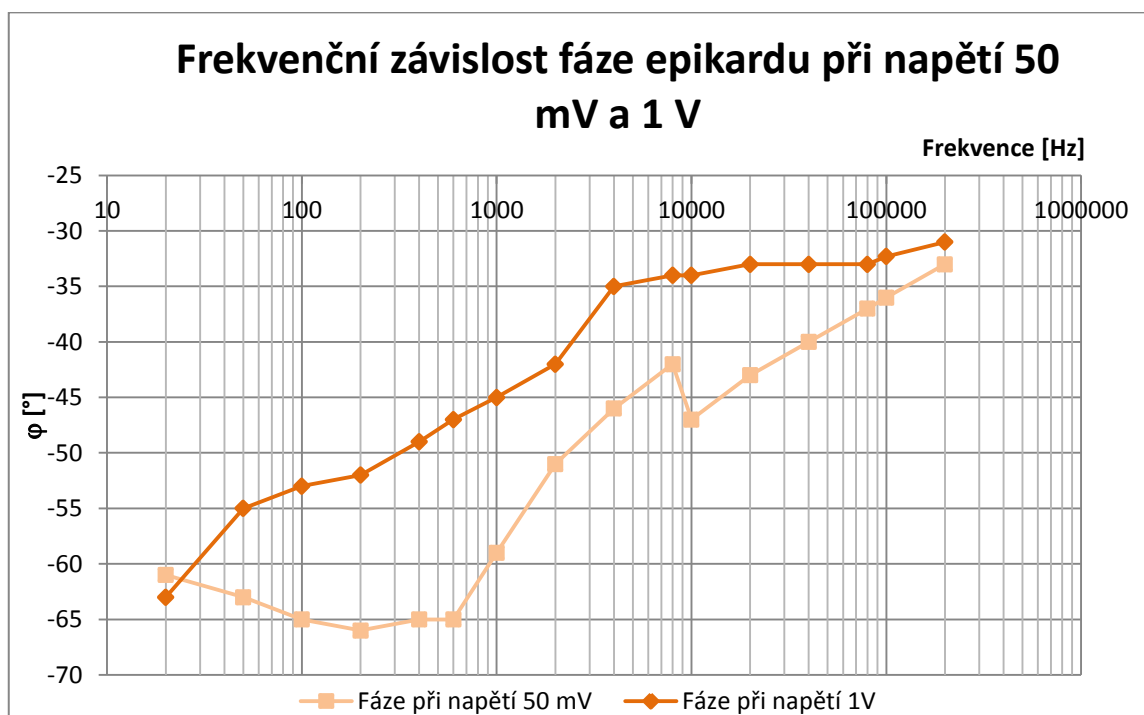
Obrázek 25 - – měření impedance v epikardu 1. Srdce

MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, epikard) : Srdce 1					MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, epikard) : Srdce 1				
čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	impedance Z [kΩ]	φ [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	impedance Z [kΩ]	φ [°]
420	50	20	142	-61	1070	1000	20	30,66	-63
434	50	40	55,5	-63	1080	1000	40	11,2	-55
465	50	100	59,5	-65	1109	1000	100	6,05	-53
495	50	200	31	-66	1120	1000	200	4,26	-52
710	50	400	10,8	-65	1127	1000	400	2,99	-49
762	50	600	6,28	-65	1137	1000	600	2,46	-47
801	50	1000	2,49	-59	1145	1000	1000	1,97	-45
845	50	2000	1,46	-51	1153	1000	2000	1,47	-42
885	50	4000	1	-46	1165	1000	4000	0,9621	-35
900	50	8000	0,722	-42	1173	1000	8000	0,749	-34
907	50	10000	0,956	-47	1180	1000	10000	0,697	-34
916	50	20000	0,675	-43	1189	1000	20000	0,55	-33
925	50	40000	0,476	-40	1197	1000	40000	0,432	-33
937	50	80000	0,353	-37	1205	1000	80000	0,339	-33
943	50	100000	0,318	-36	1215	1000	100000	0,331	-32,3
955	50	200000	0,2425	-33	1224	1000	200000	0,24	-31

Tabulka 1 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, epikard) : Srdce 1



Obrázek 26 – Frekvenční závislost impedance epikardu 1. Srdce při napětí 50 mV a 1 V a vzdálenosti elektrod 1 cm. Měření při napětí 50 mV bylo započato 0:25:00 minut od usmrcení. Měření při napětí 1 V bylo započato 0:35:50 minut od usmrcení.

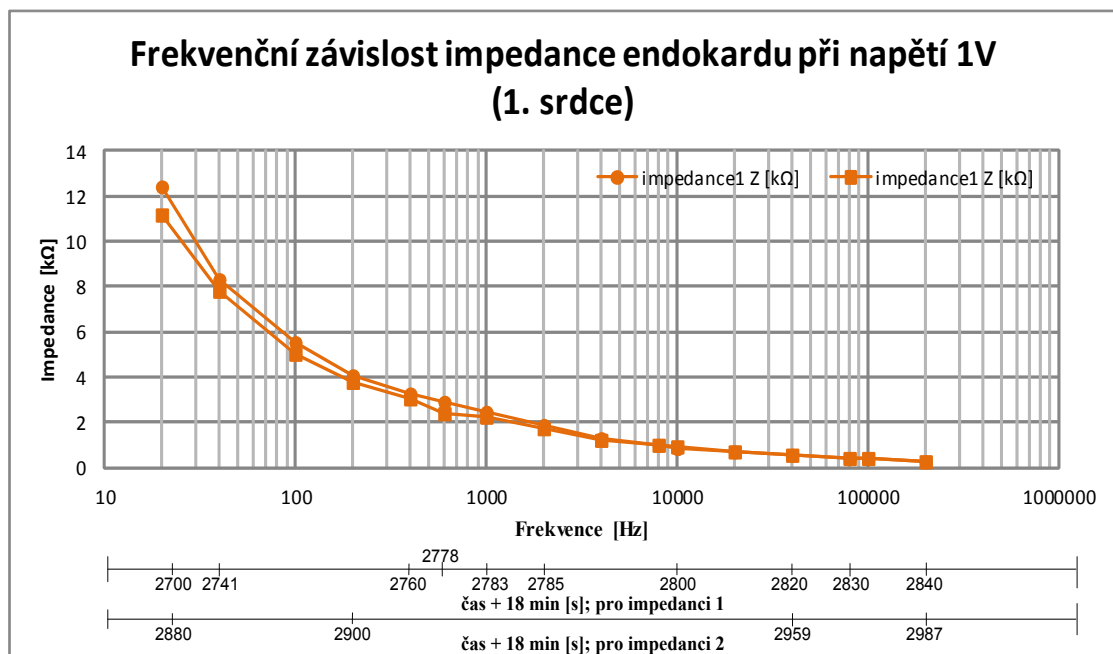


Obrázek 27 – Frekvenční závislost fáze epikardu 1. srdce při napětí 50 mV a 1 V a vzdálenosti elektrod 1 cm. Měření při napětí 50 mV bylo započato 0:25:00 minut od usmrcení. Měření při napětí 1 V bylo započato 0:35:50 minut od usmrcení.

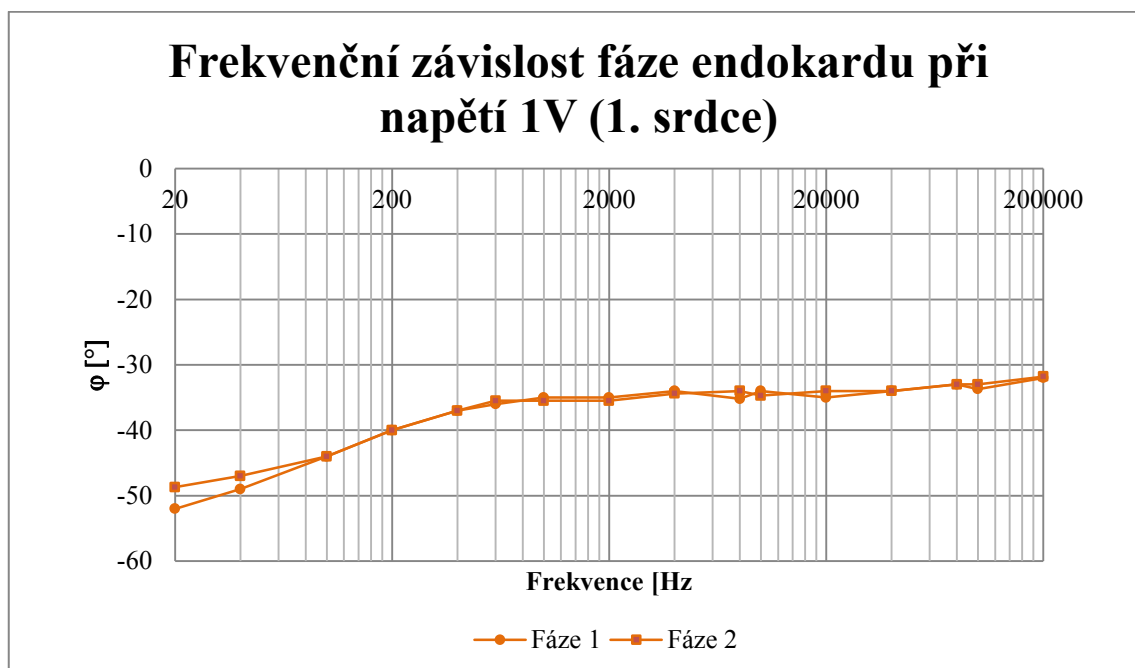
Měření (viz tabulka 2) bylo prováděno na 1. Srdci, které mělo hmotnost 700g. Místo měření impedance byl endokard. Vzdálenost elektrod byla 2 cm.

MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 2 cm, endokard) : Srdce 1									
čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Impedance1 Z [kΩ]	φ1 [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Impedance2 Z [kΩ]	φ2 [°]
1620	1000	20	12,4	-52	1800	1000	20	11,2	-48,7
1661	1000	40	8,33	-49		1000	40	7,8	-47
	1000	100	5,5	-44		1000	100	5	-44
	1000	200	4,1	-40	1820	1000	200	3,8	-40
1680	1000	400	3,25	-37		1000	400	3,01	-37
1698	1000	600	2,9	-36		1000	600	2,41	-35,5
1703	1000	1000	2,43	-35		1000	1000	2,2	-35,5
1705	1000	2000	1,9	-35		1000	2000	1,7	-35,5
	1000	4000	1,28	-34		1000	4000	1,2	-34,4
	1000	8000	0,973	-35,2		1000	8000	0,975	-34
1720	1000	10000	0,86	-34		1000	10000	0,89	-34,7
	1000	20000	0,678	-35		1000	20000	0,68	-34
1740	1000	40000	0,521	-34	1879	1000	40000	0,527	-34
1750	1000	80000	0,402	-33		1000	80000	0,403	-33
	1000	100000	0,37	-33,7		1000	100000	0,369	-33
1760	1000	200000	0,281	-32	1907	1000	200000	0,28	-31,8

Tabulka 2 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 2 cm, endokard) : Srdce 1



Obrázek 28 - Frekvenční závislost impedance endokardu při napětí 1 V a vzdálenosti elektrod 2 cm. Měření impedance1 bylo započato 0:45:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:48:00 minut od usmrcení.



Obrázek 29 - Frekvenční závislost fáze endokardu při napětí 1 V a vzdálenosti elektrod 2 cm. Měření fáze 1 bylo započato 0:45:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:48:00 minut od usmrcení.

V grafech (obr 28 a 29) je vynesena závislost frekvence a impedance a frekvence a fáze při vzdálenosti elektrod 2cm (Hodnoty jsou z tabulky 2). Měření impedance 1 a fáze 1 proběhlo mezi 45 a 48 minutou od usmrcení prasete a měření impedance 2 a fáze 2 proběhlo mezi 48 a 50 minutou od usmrcení. Z grafů je vidět, že hodnoty impedance1 (čerstvější srdce) jsou o něco vyšší, než je tomu u impedance 2.

TEPLOTA

Teplota byla měřena v několika místech a její měření započalo 0:32:20 minut od usmrcení zvířete. (viz tabulka 3) Nejprve byly termistorové sondy umístěny na čtyřech místech a to:

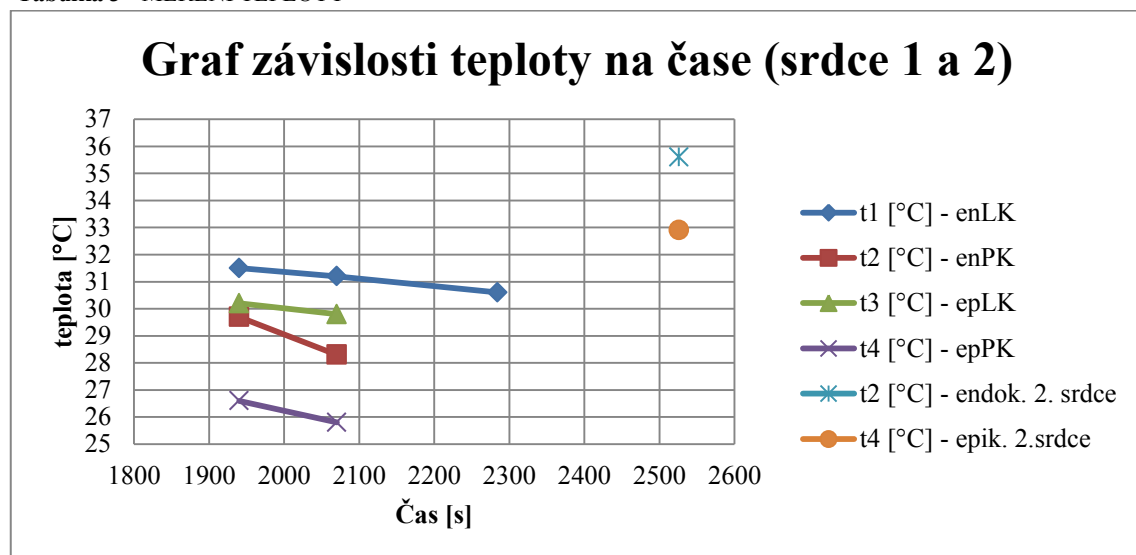
- ✓ **enLK** - endokard levé komory
- ✓ **enPK** - endokard pravé komory
- ✓ **epLK** - epikard levé komory
- ✓ **epPK** - epikard pravé komory

Po 42minutách byla sonda t2 přesunuta do endokardu 2. srdce a t4 do epikardu 2. srdce. Všechny naměřené hodnoty a grafy závislosti teploty na čase jsou uvedeny níže pod textem.

MĚŘENÍ TEPLITY					
čas [s]	čas + 18 min[s]	t1 [°C] - enLK	t2 [°C] - enPK	t3 [°C] - epLK	t4 [°C] - epPK
860	1940	31,5	29,7	30,2	26,6
990	2070	31,2	28,3	29,8	25,8
1204	2284	30,6			

čas [s]	čas + 18 min[s]	t2 [°C] - endok. 2. srdce	t4 [°C] - epik. 2.srdce
1446	2526	35,6	32,9

Tabulka 3 - MĚŘENÍ TEPLOTY



Obrázek 30 – Graf závislosti teploty na čase u srdce 1 a 2. Měření započalo 0:32:20 minut od usmrcení zvířete. Po 42minutách byla sonda t2 přesunuta do endokardu 2. srdce a t4 do epikardu 2. srdce.

V grafu (obr. 30) závislosti teploty na čase vidíme, že nejvyšší teplota se vyskytuje v endokardu levé komory. Druhá nejvyšší teplota byla naměřena v epikardu levé komory, třetí nejvyšší teplota se nachází v epikardu levé komory a nejmenší teplota byla naměřena v epikardu první komory. Dle literatury by se dvě nejvyšší teploty měly nacházet v endokardu. Je možné, že elektrody pro měření teploty t2 byly špatně umístěny.

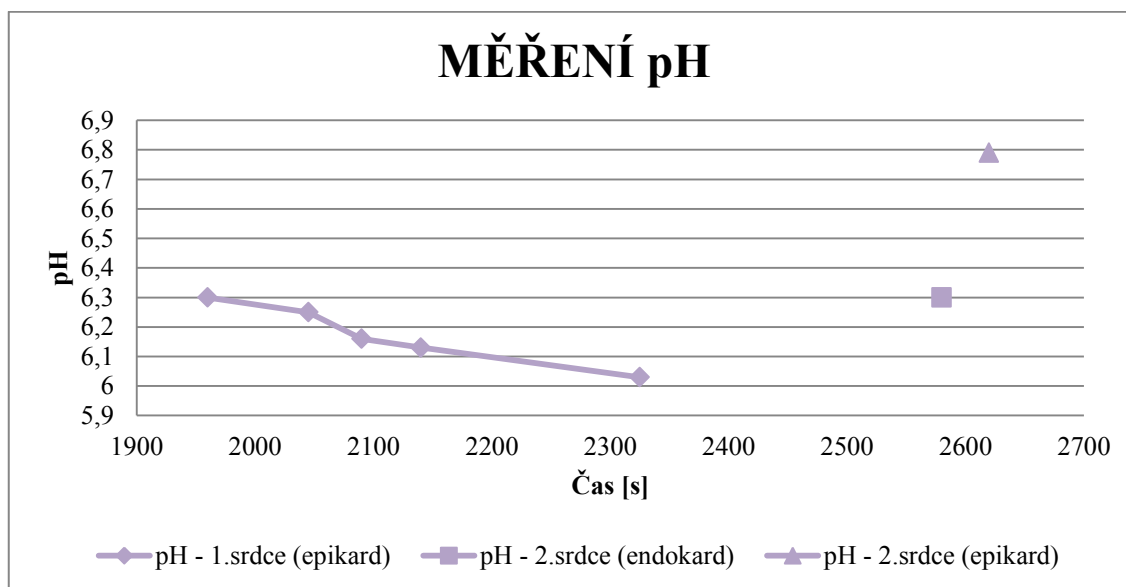
pH

Hodnoty pH (viz tabulka 4) byly měřeny v epikardu 1. srdce, měření započalo 32:40 minut od usmrcení zvířete. Po 0:43:00 minutách bylo změřeno pH v endokardu 2. srdce a v epikardu 2. srdce. Hodnoty jsou uvedeny v tabulce pod textem. Všechny tyto hodnoty jsou vyneseny v grafu závislosti pH na čase.

MĚŘENÍ pH								
pH - 1. srdce (epikard)			pH - 2. srdce (endokard)			pH - 2. srdce (epikard)		
čas [s]	čas + 18 min [s]	pH	čas [s]	čas + 18 min [s]	pH	čas [s]	čas + 18 min [s]	pH
880	1960	6,3	1500	2580	6,3	1540	2620	6,79
965	2045	6,25						
1010	2090	6,16						
1060	2140	6,13						
1245	2325	6,03						

Tabulka 4 - MĚŘENÍ pH

Hodnoty pH u prvního srdce, které bylo měřeno v epikardu (Obr 31) klesají s časem, což je způsobeno intracelulární acidózou, neboli nahromaděním H^+ iontů v tkáni srdce.



Obrázek 31 – graf závislosti pH na čase u srdce 1 a 2. Měření započalo 0:32:40 minut od usmrcení zvířete.

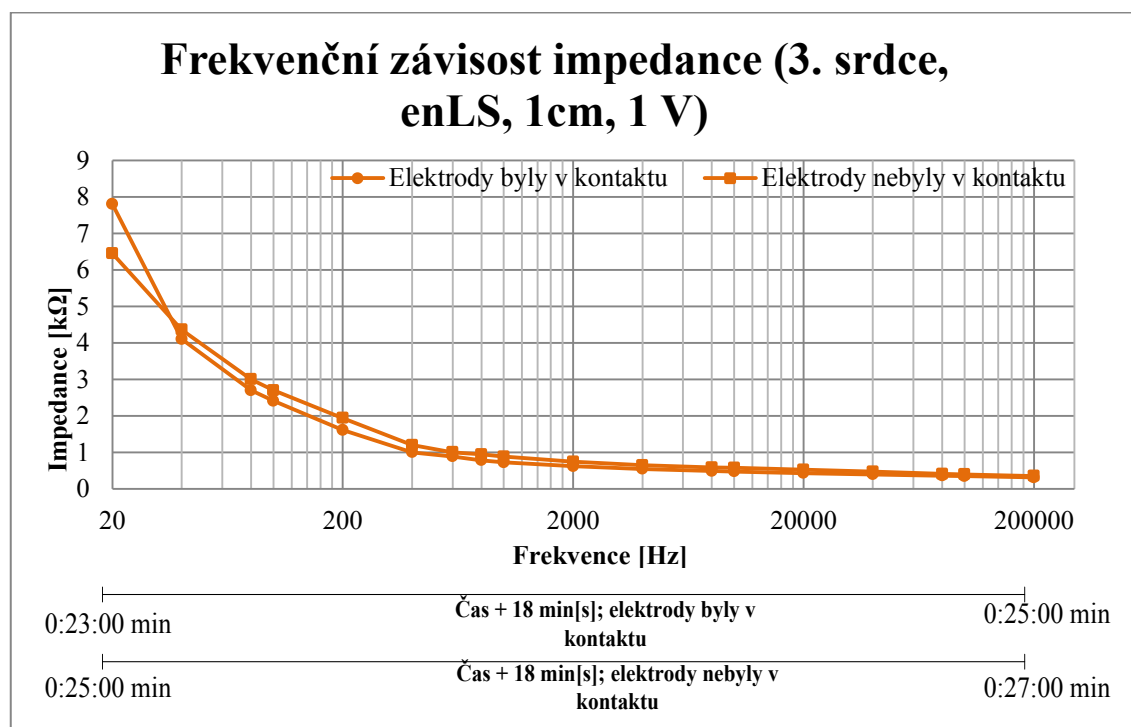
2. měření

Měření bylo prováděno na 3. Srdci, které mělo hmotnost 400g. Místo měření impedance byl endokard levé síně při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 1V.

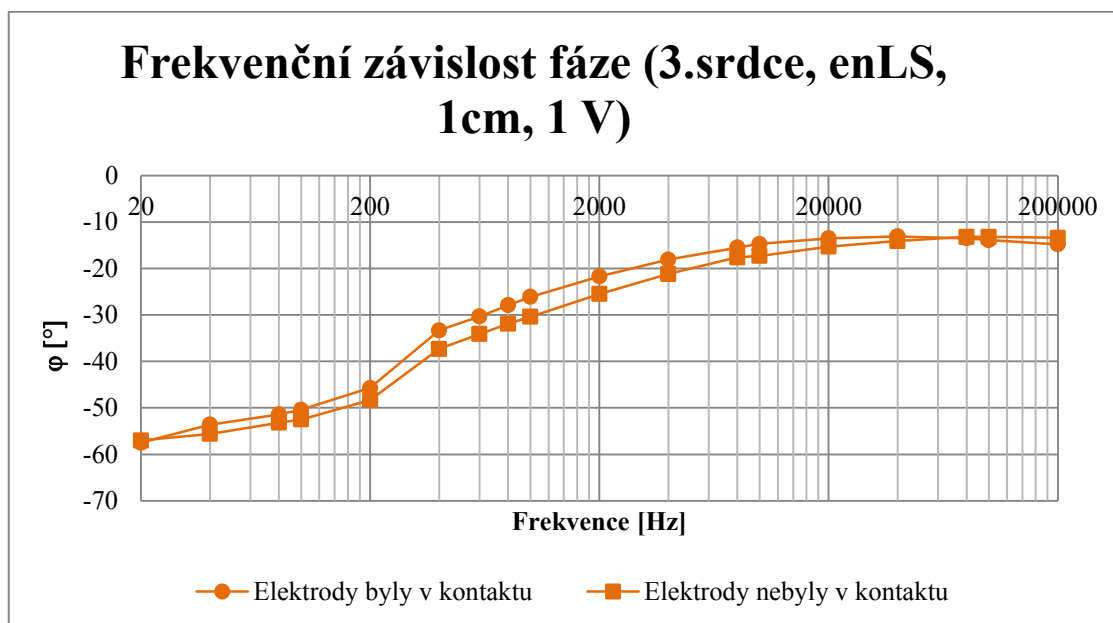
MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 3. srdce, endokard, levá síň)					MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 3.srdce, endokard, levá síň)				
čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	impedance Z [kΩ]	φ [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	impedance Z [kΩ]	φ [°]
300	1000	20	7,8	-57,5	420	1000	20	6,45	-57
	1000	40	4,1	-53,6		1000	40	4,36	-55,6
	1000	80	2,7	-51,4		1000	80	3	-53,2
	1000	100	2,41	-50,4		1000	100	2,7	-52,5
	1000	200	1,61	-45,7		1000	200	1,94	-48,3
	1000	400	1	-33,3		1000	400	1,2	-37,3
	1000	600	0,8864	-30,3		1000	600	1	-34,1
	1000	800	0,782	-27,9		1000	800	0,943	-31,9
	1000	1000	0,727	-26,1		1000	1000	0,883	-30,4
	1000	2000	0,62	-21,7		1000	2000	0,742	-25,5
	1000	4000	0,545	-18,1		1000	4000	0,646	-21,2
	1000	8000	0,489	-15,5		1000	8000	0,585	-17,6
	1000	10000	0,474	-14,7		1000	10000	0,578	-17,3
	1000	20000	0,432	-13,5		1000	20000	0,522	-15,3
	1000	40000	0,396	-13,1		1000	40000	0,471	-14,1
	1000	80000	0,361	-13,5		1000	80000	0,41	-13,2
	1000	100000	0,35	-13,9		1000	100000	0,398	-13,2
420	1000	200000	0,313	-14,8	540	1000	200000	0,355	-13,4
Elektrody byly v kontaktu					Elektrody nebyly v kontaktu				

Tabulka 5 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 3.srdce ,endokard, levá síň)

Graf (obr. 32) zobrazuje frekvenční závislosti impedance v endokardu levé komory třetího srdce při napětí 1 V a vzdálenosti elektrod 1 cm. V jednom případě (oranžová křivka s kolečky) byly elektrody v kontaktu. Z grafu vidíme, že kontakt elektrod nemá vliv na impedanci. V případě dřívějšího měření hodnoty impedancí začínají opět na vyšších hodnotách.



Obrázek 32 – Frekvenční závislost impedance (3. srdce, enLS, 1cm, 1 V). Měření impedance, kdy elektrody byly v kontaktu, proběhlo minut od usmrcení zvířete. Měření impedance, kdy elektrody nebyly v kontaktu, proběhlo 0:25:00 minut od usmrcení.

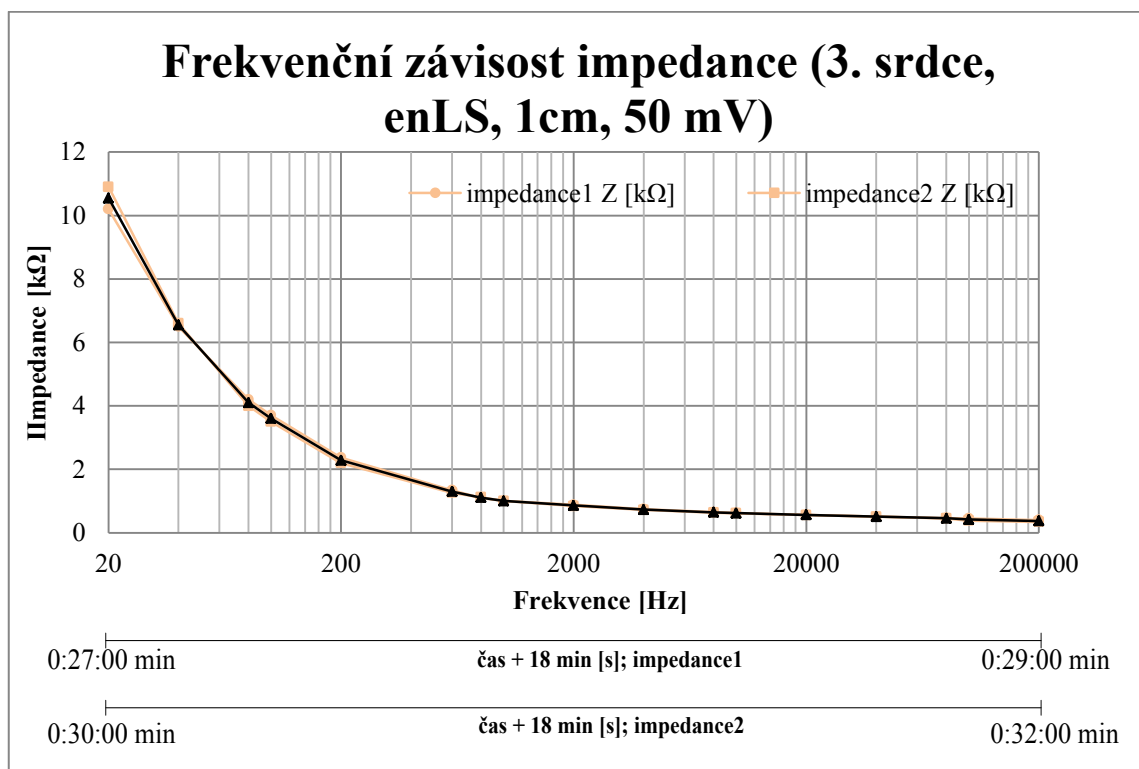


Obrázek 33 – frekvenční závislost fáze (3. srdce, enLS, 1cm, 1 V). Měření fáze, kdy elektrody byly v kontaktu, proběhlo 23 minut od usmrcení zvířete. Měření fáze, kdy elektrody nebyly v kontaktu, proběhlo 25 minut od usmrcení.

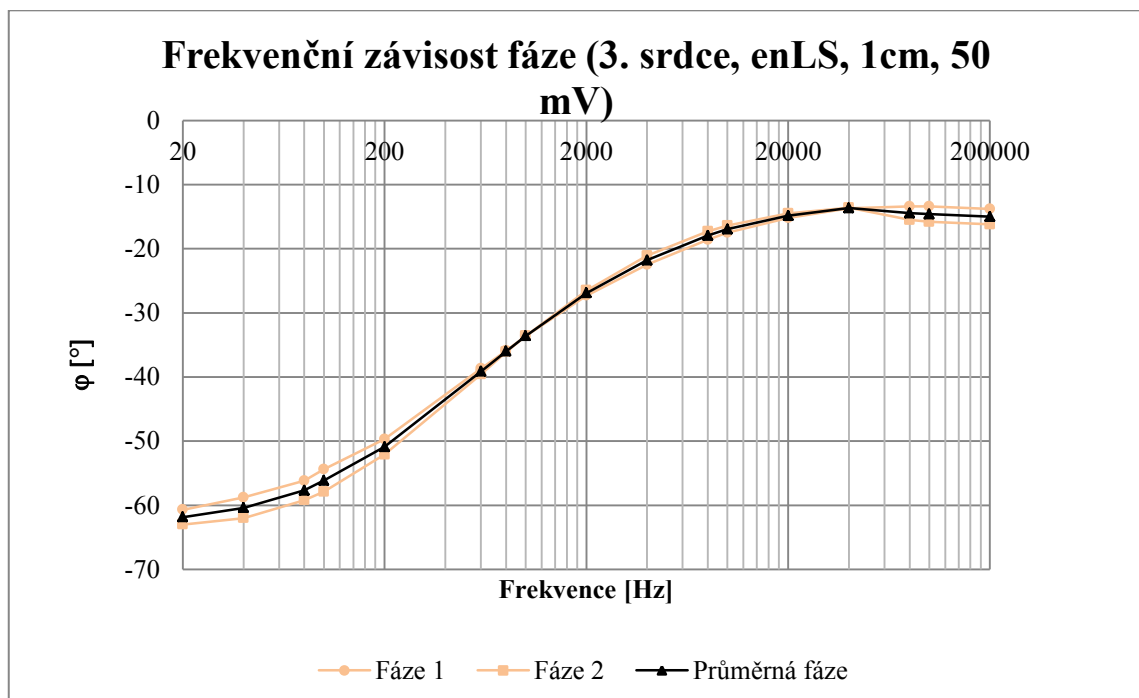
Měření (tabulka 6) bylo prováděno na 3. srdci, které mělo hmotnost 400g. Místo měření impedance byl endokard levé síně při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 50 mV.

MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 3. srdce, endokard, LS)					MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 3. Srdce, endokard, LS)					Průměrné hodnoty	
čas [s]	napětí [mV]	frekvence1 [Hz]	impedance1 Z [kΩ]	φ [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	impedance2 Z [kΩ]	φ2 [°]	PrůmImp [kΩ]	Průmφ [°]
540	50	20	10,2	-60,7	720	50	20	10,9	-63	10,55	-61,85
	50	40	6,5	-58,8		50	40	6,6	-62	6,55	-60,4
	50	80	4,2	-56,2		50	80	4	-59,2	4,1	-57,7
	50	100	3,7	-54,4		50	100	3,5	-57,9	3,6	-56,15
	50	200	2,37	-49,7		50	200	2,2	-52,1	2,285	-50,9
	50	600	1,34	-38,7		50	600	1,26	-39,6	1,3	-39,15
	50	800	1,1	-35,9		50	800	1,12	-36,1	1,11	-36
	50	1000	1	-33,6		50	1000	1	-33,6	1	-33,6
	50	2000	0,881	-27,3		50	2000	0,839	-26,5	0,86	-26,9
	50	4000	0,744	-22,5		50	4000	0,718	-21,1	0,731	-21,8
	50	8000	0,648	-18,6		50	8000	0,635	-17,3	0,6415	-17,95
	50	10000	0,623	-17,5		50	10000	0,615	-16,4	0,619	-16,95
	50	20000	0,5641	-15,2		50	20000	0,5577	-14,5	0,5609	-14,85
	50	40000	0,5068	-13,7		50	40000	0,5059	-13,6	0,50635	-13,65
	50	80000	0,464	-13,4		50	80000	0,454	-15,5	0,459	-14,45
	50	100000	0,4527	-13,4		50	100000	0,381	-15,8	0,41685	-14,6
660	50	200000	0,402	-13,8	840	50	200000	0,3404	-16,2	0,3712	-15

Tabulka 6 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 3. srdce, endokard, LS)



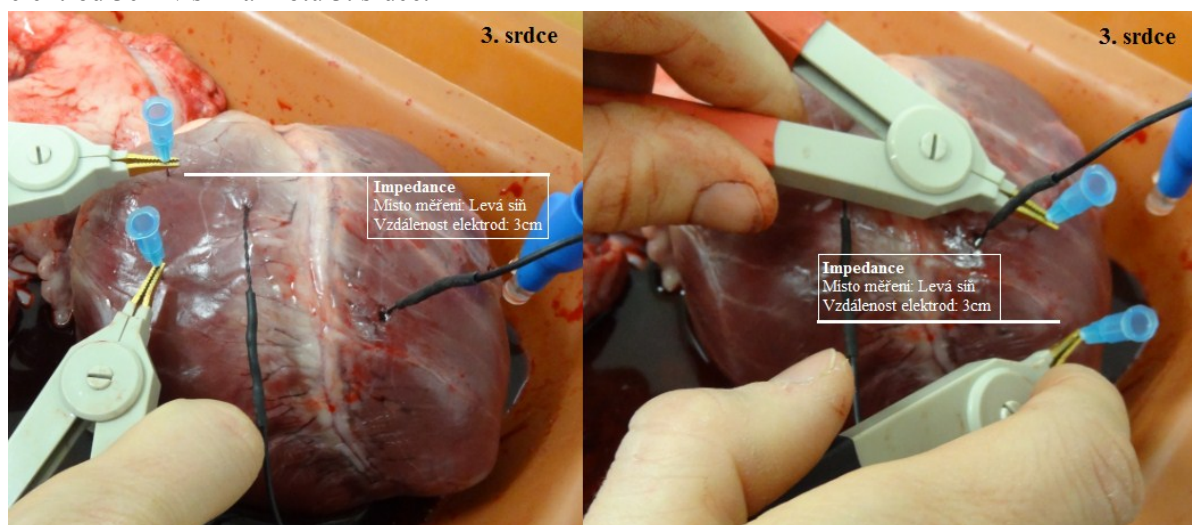
Obrázek 34 - frekvenční závislost fáze (3. srdce, enLS, 1cm, 50 mV). Měření impedance1 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:30:00 minut od usmrcení.



Obrázek 35 – frekvenční závislost fáze (3. srdce, enLS, 1cm, 1 V). Měření fáze 1 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:30:00 minut od usmrcení.

Grafy na obrázcích 34 a 35 zobrazují frekvenční závislost impedance a fáze u 3. srdce v endokardu levé síně, při napětí 50mV a vzdálenosti elektrod 1 cm. Modrá křivka zobrazuje impedanci (fázi) měřenou po 9 minutách od přinesení srdce, červená křivka zobrazuje impedanci (fázi) měřenou při stejném nastavení měřenou bezprostředně po prvním měření (po 12 minutách). Černá křivka zobrazuje průměrné hodnoty. Hodnoty impedancí a fází se nijak významně neliší.

Následující tabulka 7 zobrazuje hodnoty fáze a impedance měřené při napětí 1V, vzdálenosti elektrod 3cm v síni a hrotu 3. srdce.

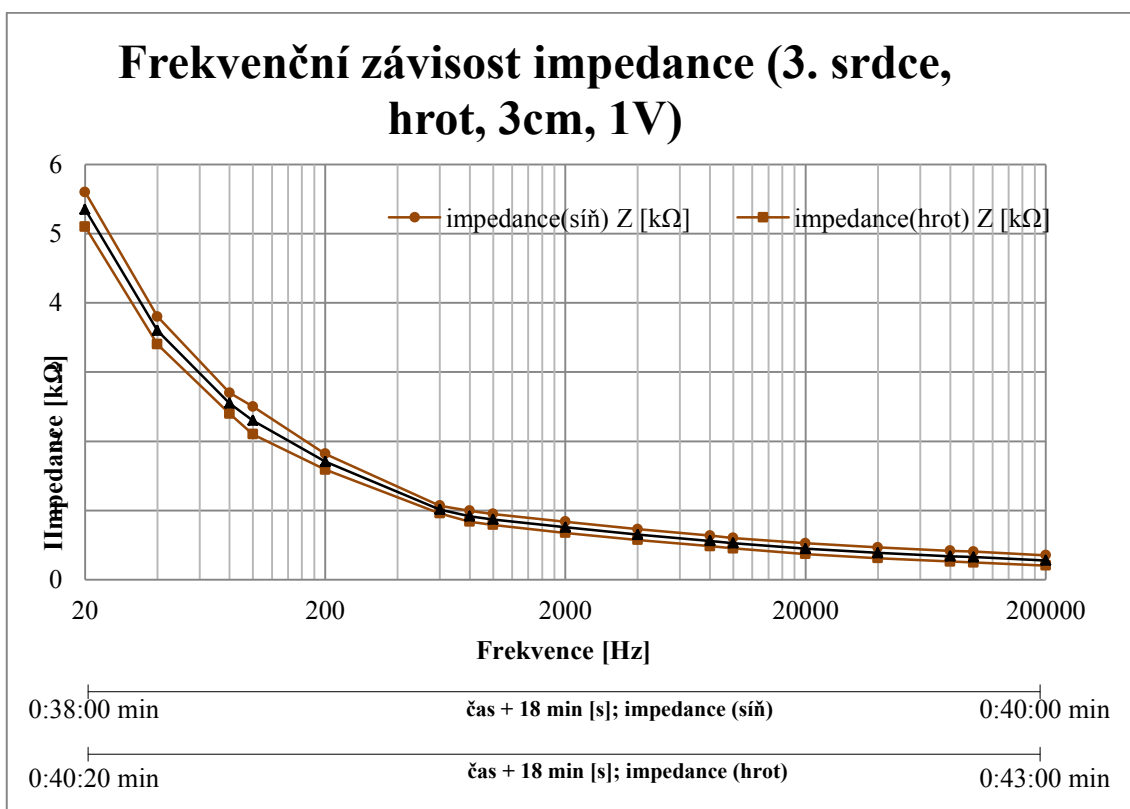


Obrázek 36 – měření impedance u 3. Srdce v levé síni a hrotu, vzdálenost elektrod 3cm

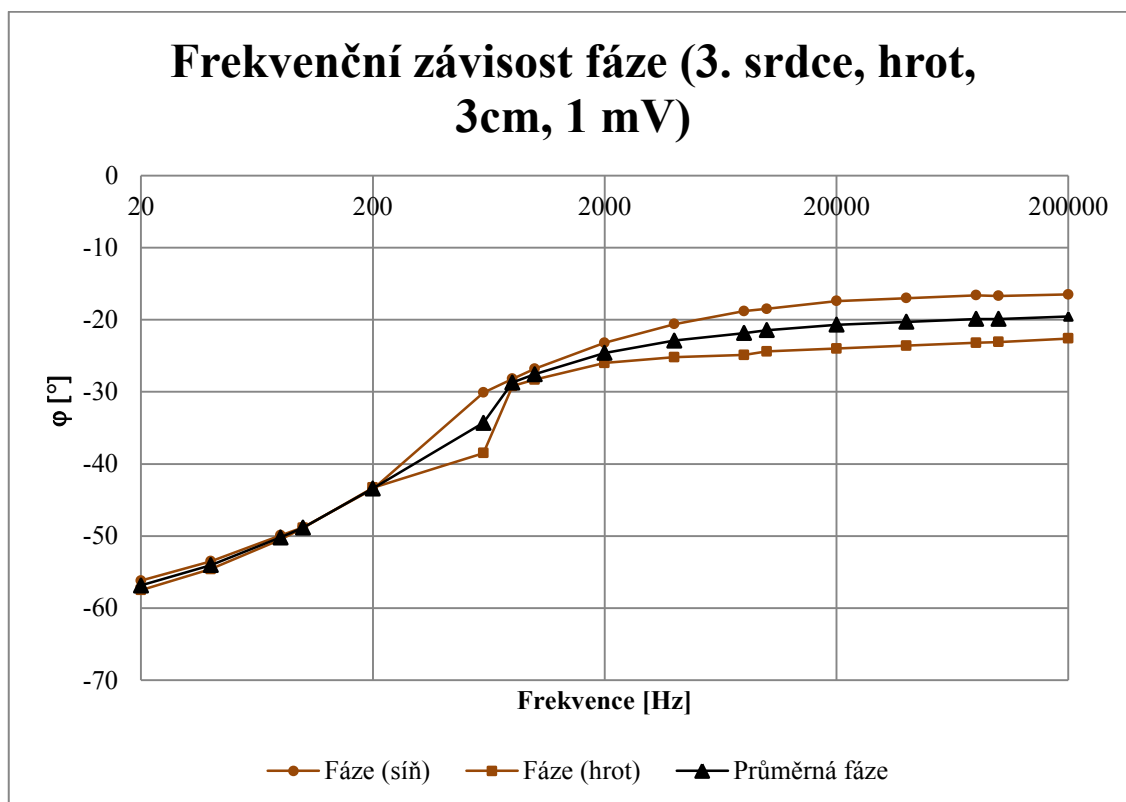
MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, 3. srdce, síň)					MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, 3. srdce, hrot)					Průměrné hodnoty	
čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped. (síň) [kΩ]	φ (síň) [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped. (hrot)[kΩ]	φ (hrot) [°]	PrůmImp [kΩ]	Průmφ [°]
1200	1000	20	5,6	-56,2	1340	1000	20	5,1	-57,5	5,35	-56,85
	1000	40	3,8	-53,5		1000	40	3,4	-54,6	3,6	-54,05
	1000	80	2,7	-49,9		1000	80	2,4	-50,5	2,55	-50,2
	1000	100	2,5	-48,8		1000	100	2,1	-48,9	2,3	-48,85
	1000	200	1,82	-43,5		1000	200	1,59	-43,3	1,705	-43,4
	1000	600	1,07	-30,1		1000	600	0,958	-38,5	1,014	-34,3
	1000	800	0,996	-28,2		1000	800	0,8394	-29,2	0,9177	-28,7
	1000	1000	0,949	-26,8		1000	1000	0,793	-28,3	0,871	-27,55
	1000	2000	0,839	-23,2		1000	2000	0,677	-26	0,758	-24,6
	1000	4000	0,729	-20,6		1000	4000	0,576	-25,2	0,6525	-22,9
	1000	8000	0,638	-18,8		1000	8000	0,484	-24,9	0,561	-21,85
	1000	10000	0,604	-18,5		1000	10000	0,452	-24,4	0,528	-21,45

čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped. (síň) [kΩ]	φ (síň) [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped. (hrot)[kΩ]	φ (hrot) [°]	PrůmImp [kΩ]	Průmφ [°]
	1000	20000	0,526	-17,4		1000	20000	0,371	-24	0,4485	-20,7
	1000	40000	0,466	-17		1000	40000	0,311	-23,6	0,3885	-20,3
	1000	80000	0,417	-16,6		1000	80000	0,262	-23,2	0,3395	-19,9
	1000	100000	0,407	-16,7		1000	100000	0,248	-23,1	0,3275	-19,9
1320	1000	200000	0,352	-16,5	1500	1000	200000	0,206	-22,6	0,279	-19,55

Tabulka 7 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, 3. srdce, síň, hrot)



Obrázek 37 - Frekvenční závislost impedance (3cm, 1V, 3. srdce, síň). Měření impedance (síň) bylo započato 0:38:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance (hrot) bylo započato 0:40:20 minut od usmrcení

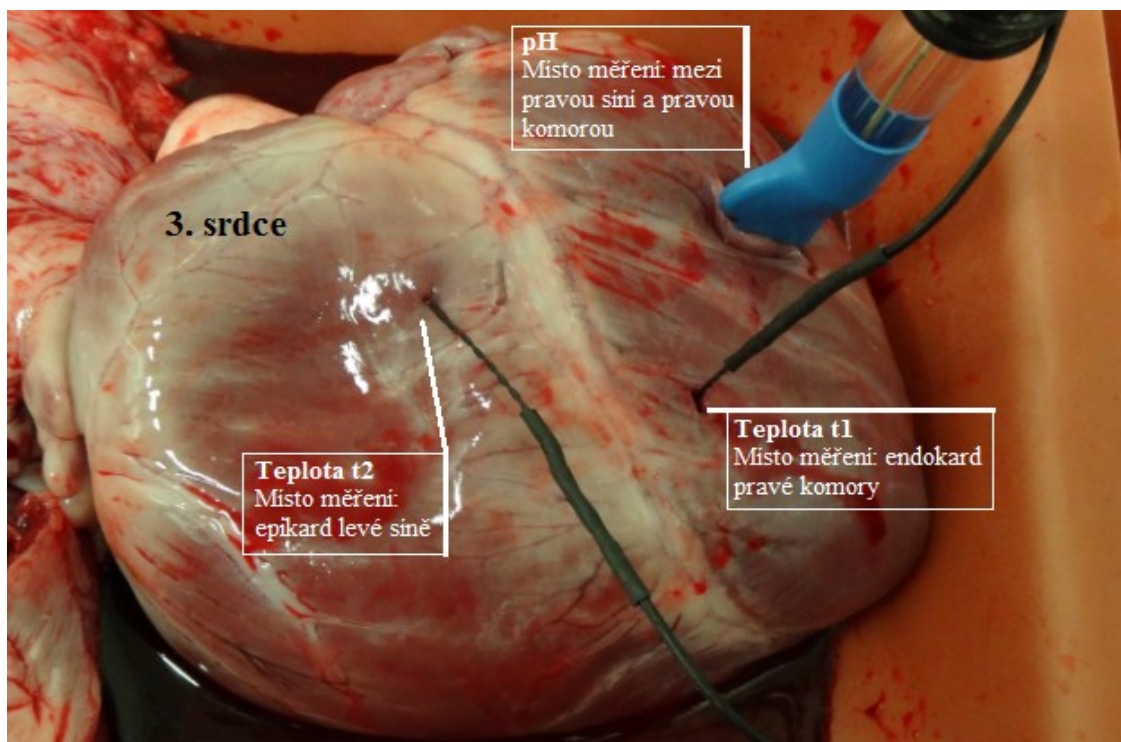


Obrázek 38 - Frekvenční závislost fáze (3cm, 1 mV, 3. srdce, síň). Měření fáze (síň) bylo započato 0:38:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze (hrot) bylo započato 0:40:20 minut od usmrcení.

Grafy (obr. 37, 38) zobrazuje frekvenční závislost impedance a fáze. Modrá křivka zobrazuje frekvenční závislost impedance (fáze) srdeční síně měřenou po 20 minutách od přinesení srdce. Červená křivka zobrazuje frekvenční závislost impedance (fáze) hrotu srdce měřená po 23 minutách od přinesení srdce do místnosti a černá křivka je průměrem mezi těmito dvěma hodnotami.

MĚŘENÍ TEPLOTY (3. srdce), pH - mezi PS a PK, 3. srdce

Teplota t1 byla měřena v endokardu pravé komory a teplota t2 byla měřena v epikardu levé síně 3. Srdce (tabulka 8). Hodnoty času jsou uváděny od chvíle, kdy bylo srdce přineseno do místnosti. pH bylo měřeno mezi pravou komorou a pravou síní.



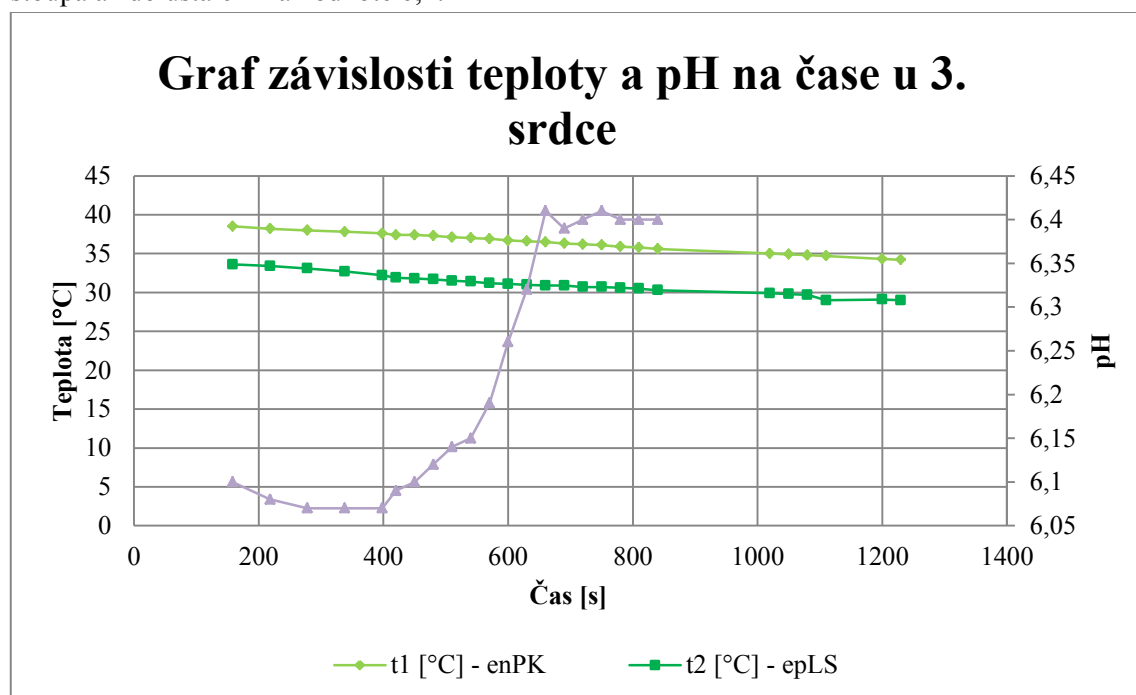
Obrázek 39 – měření teploty a pH u 3. Srdce

MĚŘENÍ TEPLOTY (3.srdce)			pH - mezi PS a PK, 3. srdce)	
čas [s]	t1 [°C] - enPK	t2 [°C] - epLS	čas [s]	pH
158	38,5	33,6	158	6,1
218	38,2	33,4	218	6,08
278	38	33,1	278	6,07
338	37,8	32,7	338	6,07
398	37,6	32,2	398	6,07
420	37,4	31,9	420	6,09
450	37,4	31,8	450	6,1
480	37,3	31,7	480	6,12
510	37,1	31,5	510	6,14
540	37	31,4	540	6,15
570	36,9	31,2	570	6,19
600	36,7	31,1	600	6,26

čas [s]	t1 [°C] - enPK	t2 [°C] - epLS	čas [s]	pH
630	36,6	31	630	6,32
660	36,5	30,9	660	6,41
690	36,3	30,9	690	6,39
720	36,2	30,7	720	6,4
750	36,1	30,7	750	6,41
780	35,9	30,6	780	6,4
810	35,8	30,5	810	6,4
840	35,6	30,3	840	6,4
1020	35	29,9		
1050	34,9	29,8		
1080	34,8	29,7		
1110	34,7	29		
1200	34,3	29,1		
1230	34,2	29		

Tabulka 8 - MĚŘENÍ TEPLOTY (3. srdce), pH - mezi PS a PK, 3. srdce

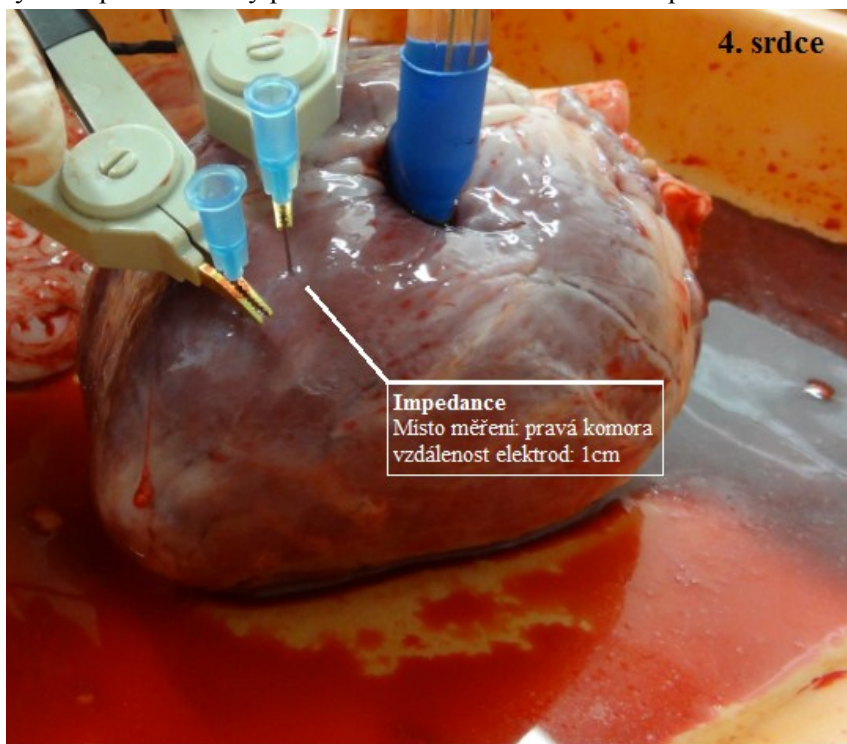
Následující graf (obr 40) zobrazuje závislost teploty t1 (světle zelená křivka) a t2 (tmavě modrá křivka) na čase a pH (fialová křivka) na čase. Jak je z grafu vidět teplota uvnitř srdce je přibližně o 4-5 °C vyšší než je teplota epikardu. pH po počátečním mírném poklesu strmě stoupá až do ustálení na hodnotě 6,4.



Obrázek 40 - Graf závislosti teploty a pH na čase u 3. srdce. Měření teploty i pH začalo 0:20:38 minut od usmrcení prasete. Teplota t1 byla měřena v endokardu pravé komory a teplota t2 byla měřena v epikardu levé síně 3. srdce.

3. měření

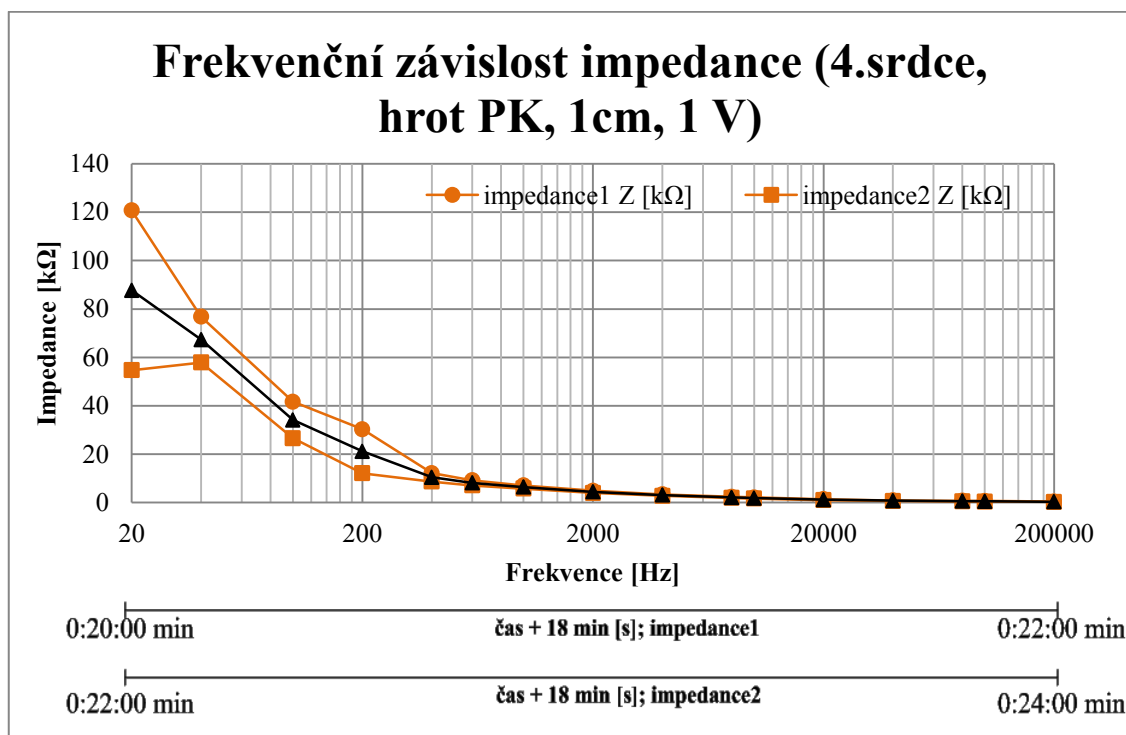
Měření bylo prováděno na 4. srdci, které mělo hmotnost 556g (tabulka 9). Místo měření impedance byl hrot pravé komory při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 1V.



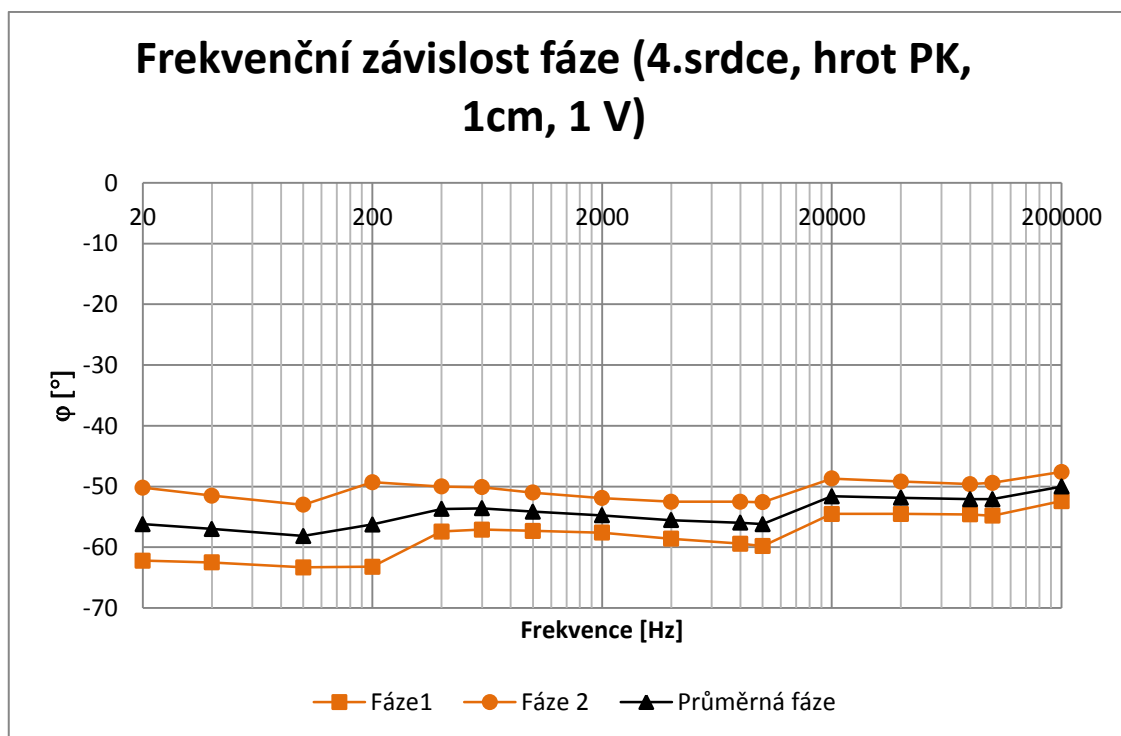
Obrázek 41 – Měření impedance v pravé komoře 4. srdce při vzdálenosti elektrod 1cm

MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 4. srdce, hrot, pravá komora)					MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 4. srdce, hrot, pravá komora)					Průměr	
čas [s]	napětí [mV]	Frekv. [Hz]	impedance1 Z [kΩ]	φ1 [°]	čas [s]	napětí [mV]	Frekv. [Hz]	impedance2 Z [kΩ]	φ2 [°]	PrůmImp1	Prům1φ
120	1000	20	120,7	-62,2	240	1000	20	54,7	-50,2	87,7	-56,2
	1000	40	76,8	-62,5		1000	40	57,9	-51,5	67,35	-57
	1000	100	41,7	-63,3		1000	100	26,6	-53	34,15	-58,15
	1000	200	30,3	-63,2		1000	200	12,1	-49,3	21,2	-56,25
	1000	400	12,2	-57,4		1000	400	8,7	-50	10,45	-53,7
	1000	600	9,2	-57,1		1000	600	7,1	-50,1	8,15	-53,6
	1000	1000	7,1	-57,3		1000	1000	5,8	-51	6,45	-54,15
	1000	2000	4,9	-57,6		1000	2000	4	-51,9	4,45	-54,75
	1000	4000	3,4	-58,6		1000	4000	2,8	-52,5	3,1	-55,55
	1000	8000	2,4	-59,4		1000	8000	1,9	-52,5	2,15	-55,95
	1000	10000	2,1	-59,8		1000	10000	1,69	-52,6	1,895	-56,2
	1000	20000	1,4	-54,5		1000	20000	1	-48,7	1,2	-51,6
	1000	40000	0,895	-54,5		1000	40000	0,703	-49,2	0,799	-51,85
	1000	80000	0,722	-54,6		1000	80000	0,502	-49,6	0,612	-52,1
	1000	100000	0,655	-54,8		1000	100000	0,4363	-49,4	0,54565	-52,1
240	1000	200000	0,426	-52,4	360	1000	200000	0,304	-47,6	0,365	-50

Tabulka 9 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 4. srdce, hrot, pravá komora)



Obrázek 42 - Frekvenční závislost impedance (4. srdce, hrot PK, 1cm, 1 V). Měření impedance1 bylo započato 0:20:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:22:00 minut od usmrcení.

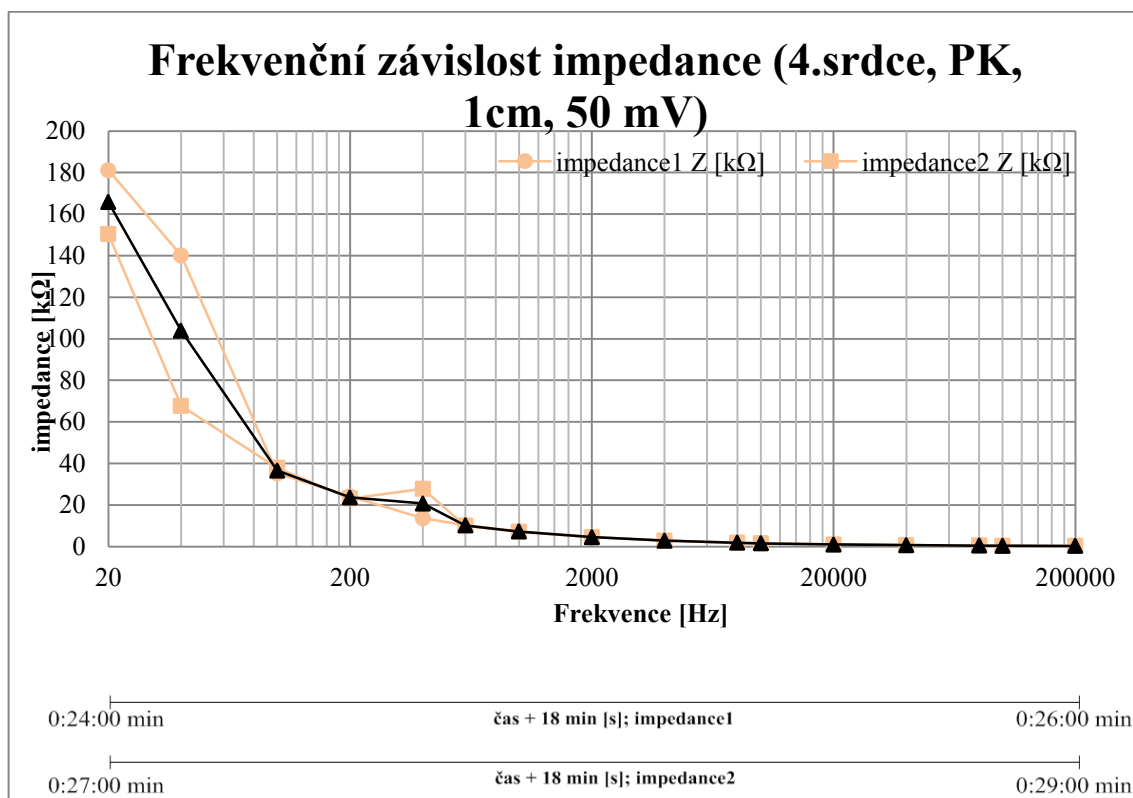


Obrázek 43 - Frekvenční závislost fáze (4. srdce, hrot PK, 1cm, 1 V). Měření fáze1 bylo započato 0:20:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:22:00 minut od usmrcení.

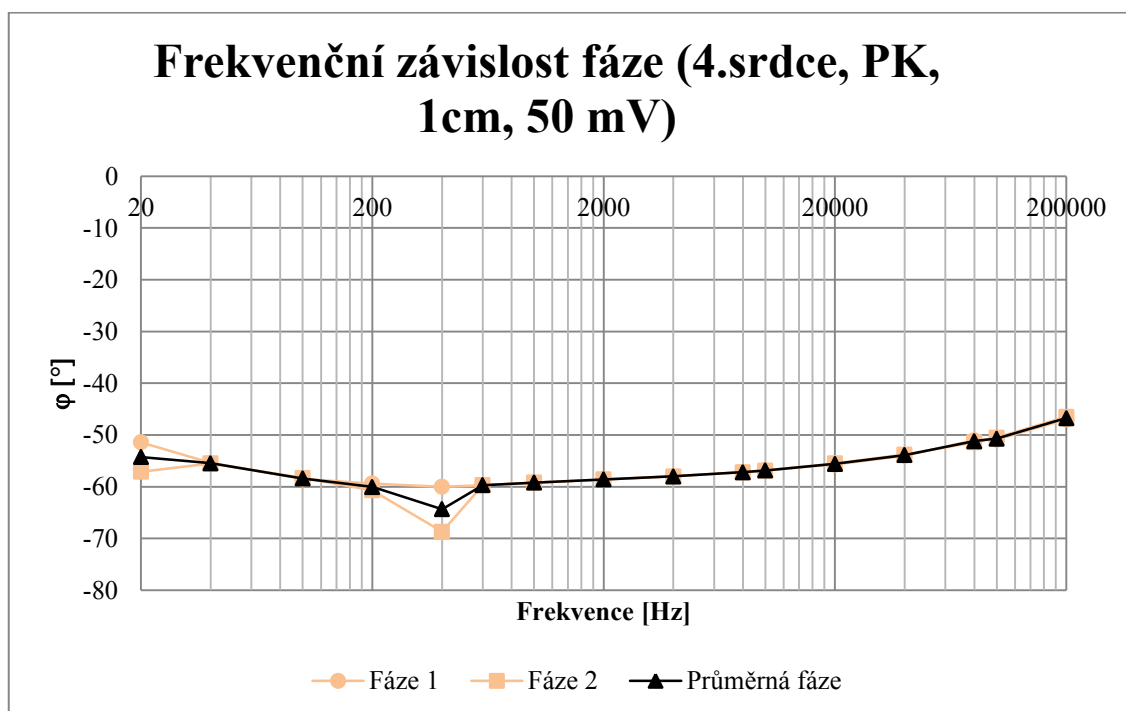
Místo měření impedance byla pravá komora při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 50 mV (tabulka 10).

MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 4. srdce, pravá komora)					MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 4. srdce, pravá komora)					Průměr	
čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped.1 Z [kΩ]	φ1 [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped.2 Z [kΩ]	φ2 [°]	PrůmImp2	Prům2φ
360	50	20	181,1	-51,4	540	50	20	150,4	-57,1	165,75	-54,25
	50	40	140,1	-55,4		50	40	67,7	-55,5	103,9	-55,45
	50	100	35,2	-58,5		50	100	37,9	-58,3	36,55	-58,4
	50	200	24,1	-59,4		50	200	23,1	-60,7	23,6	-60,05
	50	400	13,6	-60		50	400	27,8	-68,7	20,7	-64,35
	50	600	10,3	-59,7		50	600	10	-59,7	10,15	-59,7
	50	1000	7,3	-59,2		50	1000	7,1	-59,2	7,2	-59,2
	50	2000	4,6	-58,6		50	2000	4,5	-58,6	4,55	-58,6
	50	4000	2,9	-58		50	4000	2,8	-58	2,85	-58
	50	8000	1,8	-57,2		50	8000	1,8	-57,2	1,8	-57,2
	50	10000	1,6	-56,8		50	10000	1,5	-56,9	1,55	-56,85
	50	20000	1	-55,7		50	20000	1	-55,5	1	-55,6
	50	40000	0,686	-54		50	40000	0,668	-53,8	0,677	-53,9
	50	80000	0,45	-51		50	80000	0,44	-51,4	0,445	-51,2
	50	100000	0,393	-50,9		50	100000	0,386	-50,5	0,3895	-50,7
480	50	200000	0,263	-47	660	50	200000	0,259	-46,5	0,261	-46,75

Tabulka 10 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, 4. srdce, pravá komora)



Obrázek 44 - Frekvenční závislost impedance (4. srdce, PK, 1cm, 50 mV). Měření impedance1 bylo započato 0:24:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení.

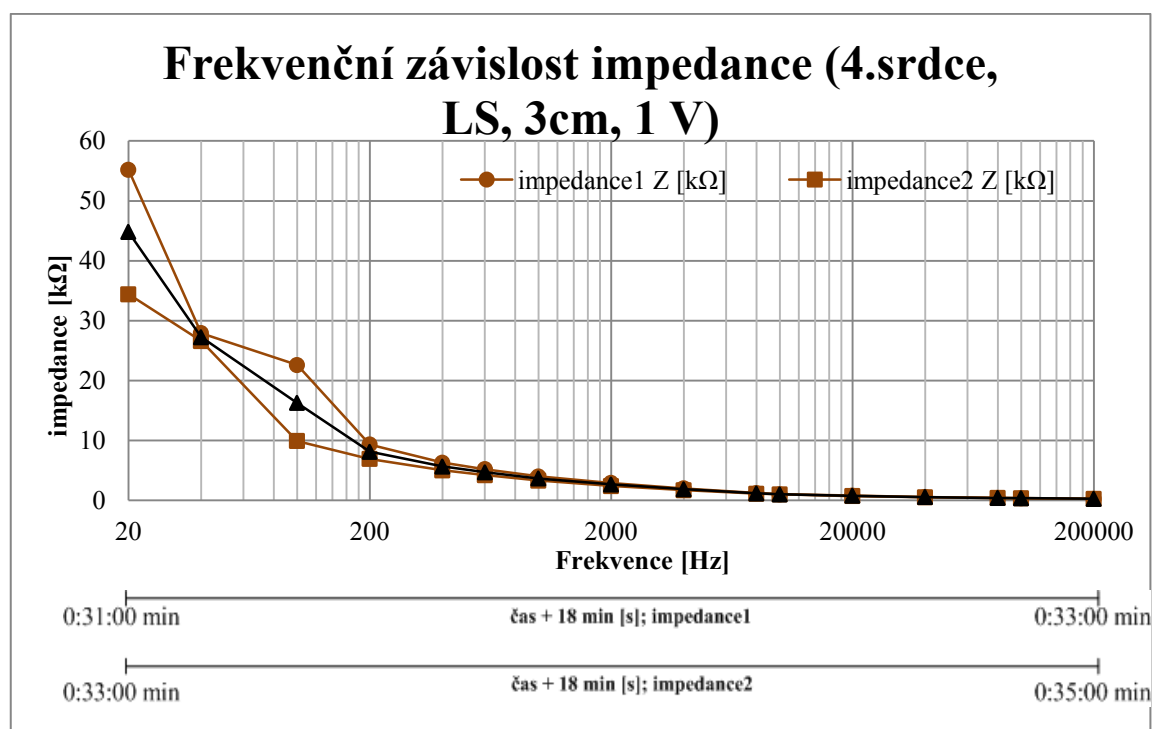


Obrázek 45 - Frekvenční závislost fáze (4. srdce, PK, 1cm, 50 mV). Měření fáze 1 bylo započato 0:24:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení.

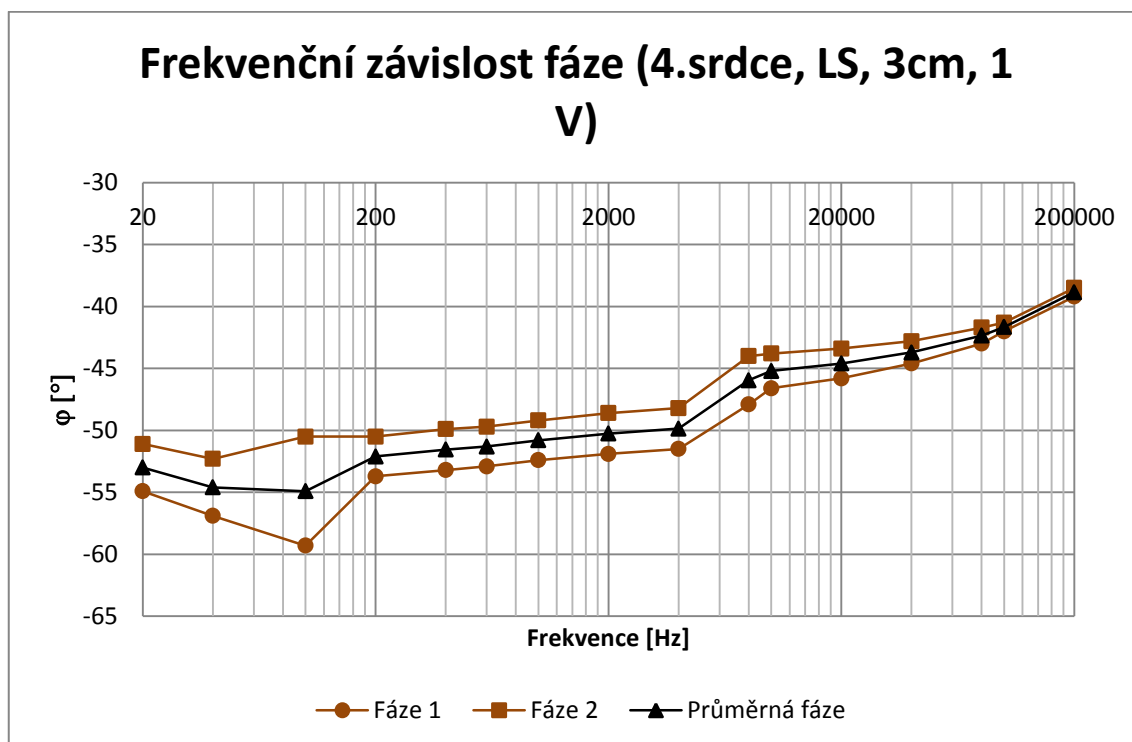
Místo měření impedance byla levá síň při vzdálenosti elektrod 3 cm a napětí 1 V (tabulka 11).

MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, 4. Srdce, levá síň)					MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, 4.srdce, levá síň)					Průměr	
čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped.1 Z [kΩ]	φ1 [°]	čas [s]	napětí [mV]	frekvence [Hz]	Imped.2 Z [kΩ]	φ2 [°]	PrůmImp3	Prům3φ
780	1000	20	55,2	-54,9	900	1000	20	34,4	-51,1	44,8	-53
	1000	40	27,9	-56,9		1000	40	26,6	-52,3	27,25	-54,6
	1000	100	22,6	-59,3		1000	100	9,9	-50,5	16,25	-54,9
	1000	200	9,3	-53,7		1000	200	6,9	-50,5	8,1	-52,1
	1000	400	6,3	-53,2		1000	400	5	-49,9	5,65	-51,55
	1000	600	5,2	-52,9		1000	600	4,2	-49,7	4,7	-51,3
	1000	1000	4	-52,4		1000	1000	3,3	-49,2	3,65	-50,8
	1000	2000	2,9	-51,9		1000	2000	2,4	-48,6	2,65	-50,25
	1000	4000	2	-51,5		1000	4000	1,7	-48,2	1,85	-49,85
	1000	8000	1,2	-47,9		1000	8000	1,1	-44	1,15	-45,95
	1000	10000	1	-46,6		1000	10000	0,992	-43,8	0,996	-45,2
	1000	20000	0,776	-45,8		1000	20000	0,718	-43,4	0,747	-44,6
	1000	40000	0,557	-44,6		1000	40000	0,522	-42,8	0,5395	-43,7
	1000	80000	0,399	-43		1000	80000	0,379	-41,7	0,389	-42,35
	1000	100000	0,359	-42		1000	100000	0,341	-41,3	0,35	-41,65
900	1000	200000	0,259	-39,2	1020	1000	200000	0,248	-38,5	0,2535	-38,85

Tabulka 11 - MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, 4. srdce, levá síň)



Obrázek 46 - Frekvenční závislost impedance (4. srdce, LS, 3cm, 1 V). Měření impedance 1 bylo započato 0:31:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance 2 bylo započato 0:33:00 minut od usmrcení.



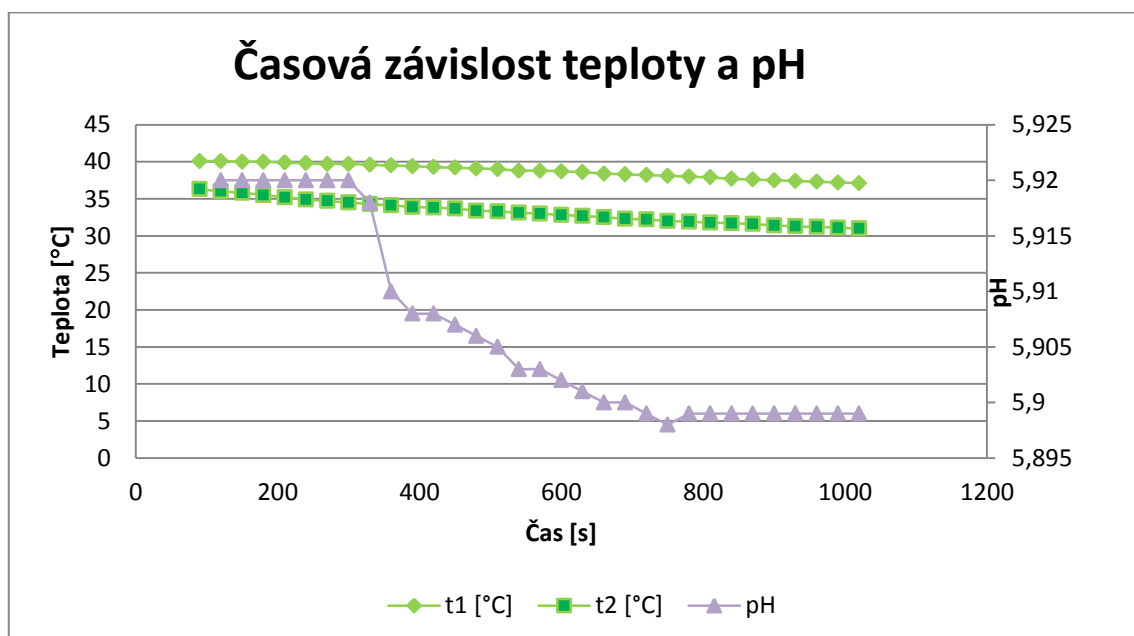
Obrázek 47 - Frekvenční závislost fáze (4. srdce, LS, 3cm, 1 V). Měření fáze 1 bylo započato 0:31:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:33:00 minut od usmrcení.

Měření teploty i pH (tabulka 12) bylo započato 0:29:30 minut od usmrcení zvířete. Teplota t1 byla měřena v komorové přepážce a teplota t2 byla měřena v epikardu levé síně 4. srdce. pH bylo měřeno v podtlaku, pH sonda byla obklopená tkání, po vytáhnutí sondy a opětovném přiložení bylo naměřeno pH = 6,23. Z grafu (obr. 48) i z tabulky (tabulka 12) vidíme, že zatímco teplota klesá, pH mění minimálně. Může to být nesprávný umístěním pH sond.

MĚŘENÍ TEPLITY			pH - mezi PS a PK)	
čas [s]	t1 [°C]	t2 [°C]	čas [s]	pH
90	40,1	36,3	90	5,56
120	40,1	36	120	5,92
150	40	35,8	150	5,92
180	40	35,5	180	5,92
210	39,9	35,2	210	5,92
240	39,8	34,9	240	5,92
270	39,7	34,7	270	5,92
300	39,7	34,5	300	5,92
330	39,6	34,3	330	5,918
360	39,5	34,1	360	5,91
390	39,4	33,9	390	5,908
420	39,3	33,8	420	5,908
450	39,2	33,7	450	5,907

čas [s]	t1 [°C]	t2 [°C]	čas [s]	pH
480	39,1	33,4	480	5,906
510	39	33,3	510	5,905
540	38,8	33,1	540	5,903
570	38,8	33	570	5,903
600	38,7	32,8	600	5,902
630	38,6	32,7	630	5,901
660	38,4	32,5	660	5,9
690	38,3	32,3	690	5,9
720	38,2	32,2	720	5,899
750	38,1	32	750	5,898
780	38	31,9	780	5,899
810	37,9	31,8	810	5,899
840	37,7	31,7	840	5,899
870	37,6	31,6	870	5,899
900	37,5	31,4	900	5,899
930	37,4	31,3	930	5,899
960	37,3	31,2	960	5,899
990	37,2	31,1	990	5,899
1020	37,1	31	1020	5,899

Tabulka 12 - MĚŘENÍ TEPLOTY, pH - mezi PS a PK



Obrázek 48 - Časová závislost teploty a pH. Měření teploty i pH bylo započato 0:29:30 minut od usmrcení zvířete. Teplota t1 byla měřena v komorové přepážce a teplota t2 byla měřena v epikardu levé síně 4. srdce.

V tabulce hodnot pH (tabulka 12) se objevilo jedno odlehlé pozorování a to hodnota pH 5,56 v čase 90s, kterou jsem z grafu vynechala.

Rozdíl impedancí

V tabulce 3 jsou vyneseny absolutní hodnoty rozdílů impedancí 1. srdce z hodnot z tabulky 2, která byla naměřena v endokardu. Vzdálenost elektrod byla 2 cm. Rozdíl impedancí byl vypočítán mezi impedancí 1 a impedancí 2 a rozdíl ϕ byl vypočítán mezi ϕ_1 a ϕ_2 .

Rozdíl hodnot (vzdálenost 2 cm, endokard, srdce 1)		
frekvence [Hz]	Rozdíl Impedancí [k Ω]	Rozdíl ϕ [°]
20	1,2	3,3
40	0,53	2
100	0,5	0
200	0,3	0
400	0,24	0
600	0,49	0,5
1000	0,23	0,5
2000	0,2	0,5
4000	0,08	0,4
8000	0,002	1,2
10000	0,03	0,7
20000	0,002	1
40000	0,006	0
80000	0,001	0
100000	0,001	0,7
200000	0,001	0,2
Střední hodnoty	0,238	0,69

Tabulka 13 - Rozdíl hodnot (vzdálenost 2 cm, endokard, srdce 1)

	Počet	Průměr	Odchylka	Minimum	Maximum
Rozdíl Impedancí	16	0,238	0,3	0,001	1,2
Rozdíl fází	16	0,69	0,9	0	3,3

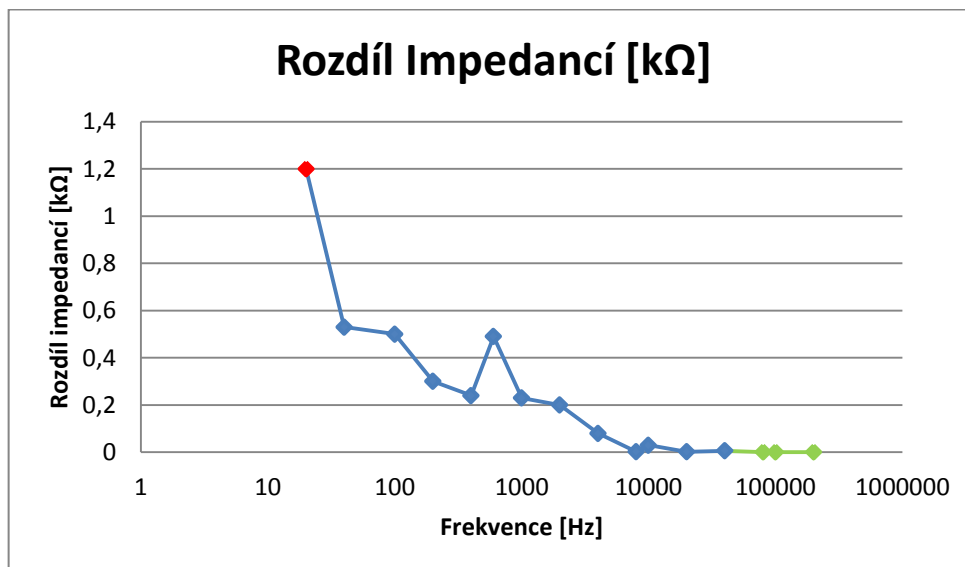
Tabulka 14 – Rozdíl impedancí a fází

Počet hodnot rozdíl impedancí je 16. Hodnoty impedancí se pohybují od 1,2 k Ω do 0,001 k Ω . Průměrná impedance je 0,238 a průměrná odchylka je 0,3. Maximální hodnota rozdílu impedancí (zobrazena červeně) je 1,2 k Ω na frekvenci 20 Hz, a minimální hodnota rozdílu impedancí (zobrazena zeleně) je 0,0001 na třech frekvencích a to 80kHz, 100kHz a 200kHz. Nejprokazatelnější změna impedance je 1,2 k Ω na frekvenci 20 Hz

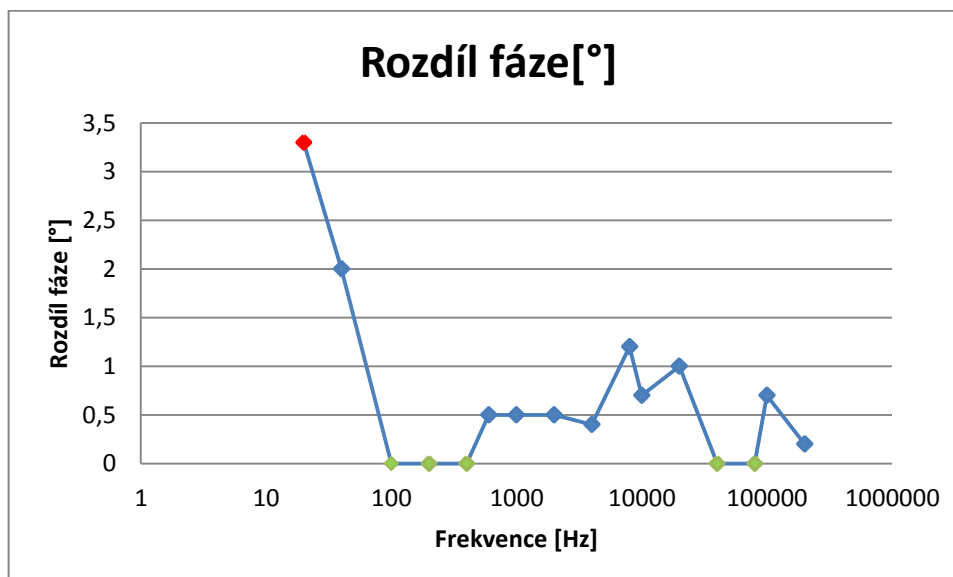
Počet hodnot rozdíl fází je 16. Hodnoty fází se pohybují od 3,3° do 0°. Průměrná fáze je 0,69 a průměrná odchylka je 0,9. Maximální hodnota rozdílu fáze (zobrazena červeně) jsou 3,3° na

frekvenci 20 Hz, a minimální hodnota (zobrazena zeleně) je 0,0° na pěti frekvencích a to 100Hz, 200Hz, 400Hz, 40kHz a 80kHz.

Nejprokazatelnější změna fáze jsou 3,3 ° na frekvenci 20 Hz.



Obrázek 49 - rozdíl impedancí - (vzdálenost 2 cm, endokard, srdce 1). Červený bod zobrazuje maximální hodnotu, zelené body zobrazují minimální hodnotu změny impedancí.



Obrázek 50 - rozdíl fáze - (vzdálenost 2 cm, endokard, srdce 1). Červený bod zobrazuje maximální hodnotu, zelené body zobrazují minimální hodnotu změny fáze.

Korelační analýza

Pro určení míry závislosti teploty t_1 , t_2 a pH (tabulka 8) je zvolen výpočet korelačních koeficientů. Pro výpočet korelace jsme zvolila data z 3. Srdce. U teploty bylo vynecháno posledních 6 hodnot (tj. od času 1020 s), jelikož pro korelační analýzu musí mít obě veličiny stejný počet hodnot. Data teploty t_1 , t_2 i pH pocházejí z normálního rozdělení, což bylo určeno pomocí programu Statgraphic.

Výpočet korelačního koeficientu pro t_1 a pH:

Nejprve jsou vypočítány průměrné hodnoty teploty t_1 (\bar{t}_1) a pH (\bar{pH}) a ty poté dosazeny do vzorce, kde n je počet hodnot ($n=20$).

$$r = \frac{\bar{t}_1 \cdot \bar{pH} - \bar{t}_1 \cdot \bar{pH}}{\sigma_{t_1} \cdot \sigma_{pH}} = \frac{230,0079 - 36,945 \cdot 6,2285}{0,809614 \cdot 0,140687} = -0,91335 \quad (11)$$

Výpočet σ_{t_1} a σ_{pH} :

$$\sigma_{t_1} = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (t_{1i} - \bar{t}_1)^2} = \sqrt{\frac{1}{20} \cdot \sum_{i=1}^{20} (t_{1i} - 36,945)^2} = 0,809614 \quad (12)$$

$$\sigma_{pH} = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (pH_i - \bar{pH})^2} = \sqrt{\frac{1}{20} \cdot \sum_{i=1}^{20} (pH_i - 6,2285)^2} = 0,140687 \quad (13)$$

Korelační koeficient má hodnotu -0,91335. Korelační koeficient mezi pH a teplotou t_1 měřenou v endokardu vyjadřuje velmi silnou negativní korelaci (hodnoty jedné veličiny rostou (v našem případě pH), zatímco hodnoty druhé veličiny klesají (teplota)).

Výpočet korelačního koeficientu pro t_2 a pH:

Nejprve jsou vypočítány průměrné hodnoty teploty t_2 (\bar{t}_2) a pH (\bar{pH}) a ty poté dosazeny do vzorce, kde n je počet hodnot ($n=20$).

$$r = \frac{\bar{t}_2 \cdot \bar{pH} - \bar{t}_2 \cdot \bar{pH}}{\sigma_{t_2} \cdot \sigma_{pH}} = \frac{196,4574 - 31,56 \cdot 6,2285}{0,961457 \cdot 0,140687} = -0,84324 \quad (14)$$

Výpočet σ_{t_2} a σ_{pH} :

$$\sigma_{t_2} = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (t_{2i} - \bar{t}_2)^2} = \sqrt{\frac{1}{20} \cdot \sum_{i=1}^{20} (t_{2i} - 31,56)^2} = 0,961457 \quad (15)$$

$$\sigma_{pH} = \sqrt{\frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (pH_i - \bar{pH})^2} = \sqrt{\frac{1}{20} \cdot \sum_{i=1}^{20} (pH_i - 6,2285)^2} = 0,140687 \quad (16)$$

Korelační koeficient má hodnotu -0,84324. Korelační koeficient mezi pH a teplotou t_2 měřenou v endokardu vyjadřuje velmi silnou negativní korelaci (hodnoty jedné veličiny rostou (v našem případě pH), zatímco hodnoty druhé veličiny klesají (teplota)).

Statistika pro pH všech čtyř měření

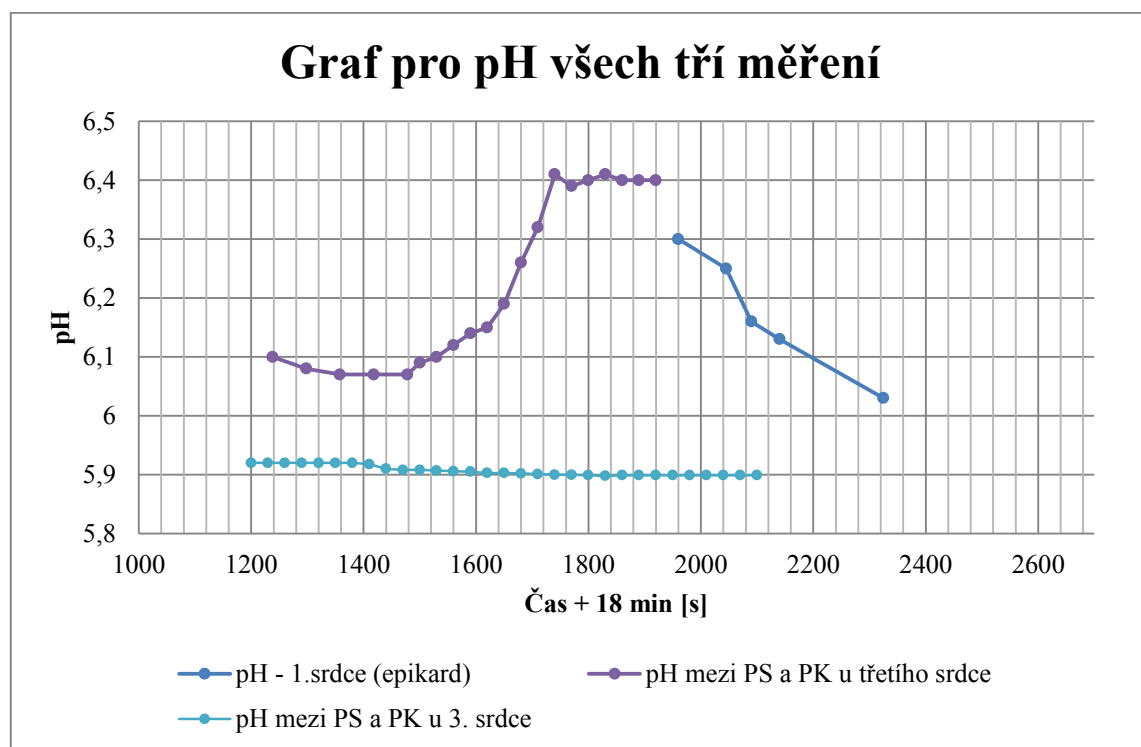
	Počet	Průměr	Medián	Odchylka	Minimum	Maximum
pH 1. srdce	6	6,147	6,16	0,105499	6,03	6,3
pH 3. srdce	20	6,229	6,17	0,144342	6,07	6,41
pH 4. srdce	31	5,906	5,903	0,008605	5,898	5,92

Tabulka 15 – statistika pro pH všech čtyř měření

Počet hodnot pH 1. srdce je 6. Hodnoty pH se pohybují od 6,03 do 6,3. Průměrné pH je 6,147, medián je 6,16 a průměrná odchylka je 0,105499.

Počet hodnot pH 3. srdce je 20. Hodnoty pH se pohybují od 6,07 do 6,41. Průměrné pH je 6,229, medián je 6,17 a průměrná odchylka je 0,144342.

Počet hodnot pH 4. srdce je 31. Hodnoty pH se pohybují od 5,898 do 5,92. Průměrné pH je 5,906, medián je 5,903 a průměrná odchylka je 0,008605.



Obrázek 51 – Graf pro pH všech tří měření

Statistika pro teplotu 3. srdce a 4. srdce

Do statistiky nebyly zařazeny hodnoty z 1. A 2. srdce vzhledem k tomu, že teplota endokardu byla příliš nízká a mohlo to být způsobeno špatným umístěním teplotních sond (místo endokardu se mohlo jednat o epikard). Dalším důvodem mohlo být špatné odečtení hodnot.

	Počet	Průměr	Medián	Odchylka	Minimum	Maximum
3. srdce – t1, enPK	26	36,43	36,55	1,23213	34,2	38,4
3. srdce – t2, epLS	26	31,07	30,95	1,27434	29,0	33,6
4. srdce – t1, septum	32	38,75	38,8	0,963863	37,1	40,1
4. srdce – t2, epLS	32	33,22	33,05	1,56832	31,0	36,3

Tabulka 16 – statistika pro teplotu 3. a 4. srdce

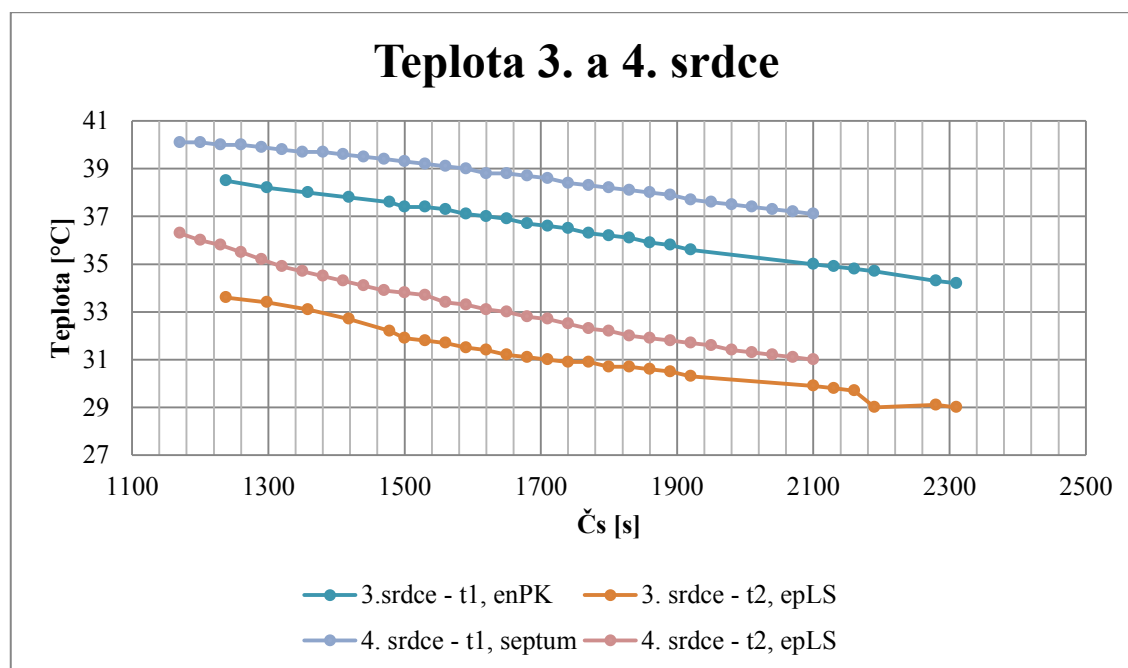
Počet hodnot 3. srdce – t1, enPK je 26. Hodnoty teplot se pohybují od 34,2 do 38,4. Průměrná teplota je 36,43, medián je 36,55 a průměrná odchylka je 1,23213.

Počet hodnot 3. srdce – t2, epLS je 26. Hodnoty teplot se pohybují od 29,0 do 33,6. Průměrná teplota je 31,07, medián je 30,95 a průměrná odchylka je 1,27434.

Počet hodnot 4. srdce – t1, septum je 32. Hodnoty teplot se pohybují od 37,1 do 40,1. Průměrná teplota je 38,75, medián je 38,8 a průměrná odchylka je 0,963863.

Počet hodnot 4. srdce – t2, epLS je 32. Hodnoty teplot se pohybují od 31,0 do 36,3. Průměrná teplota je 33,22, medián je 33,05 a průměrná odchylka je 1,56832.

V grafu na obrázku 52 je jasně vidět, že teploty endokardu se pohybují ve vyšších hodnotách (obě modré křivky) než teploty epikardu (červená a oranžová křivka). Je to způsobeno tím, že na povrchu srdce chladne rychleji než uvnitř.

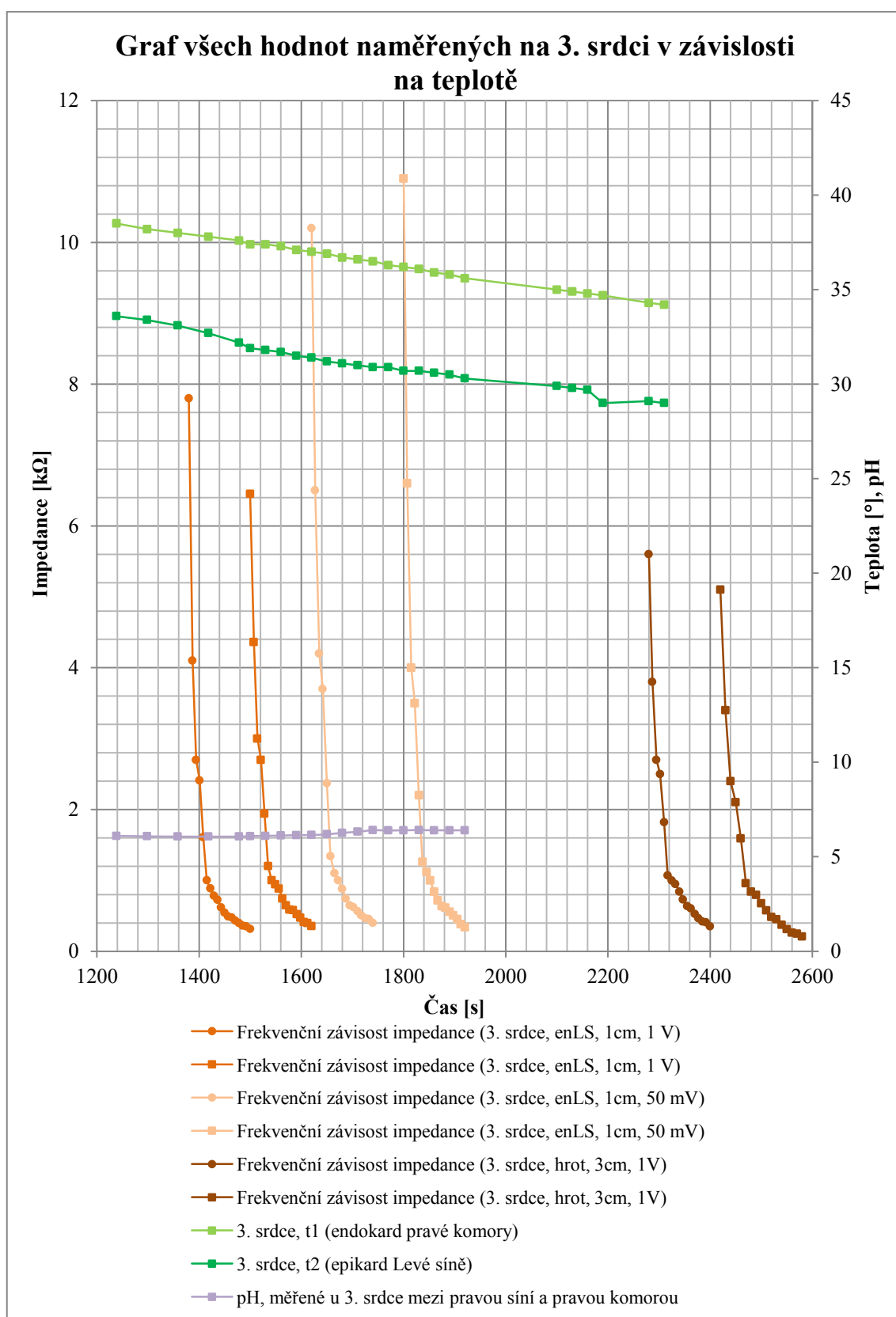


Obrázek 52 - teplota 3. a 4. srdce

Graf všech hodnot naměřených na 3. srdci

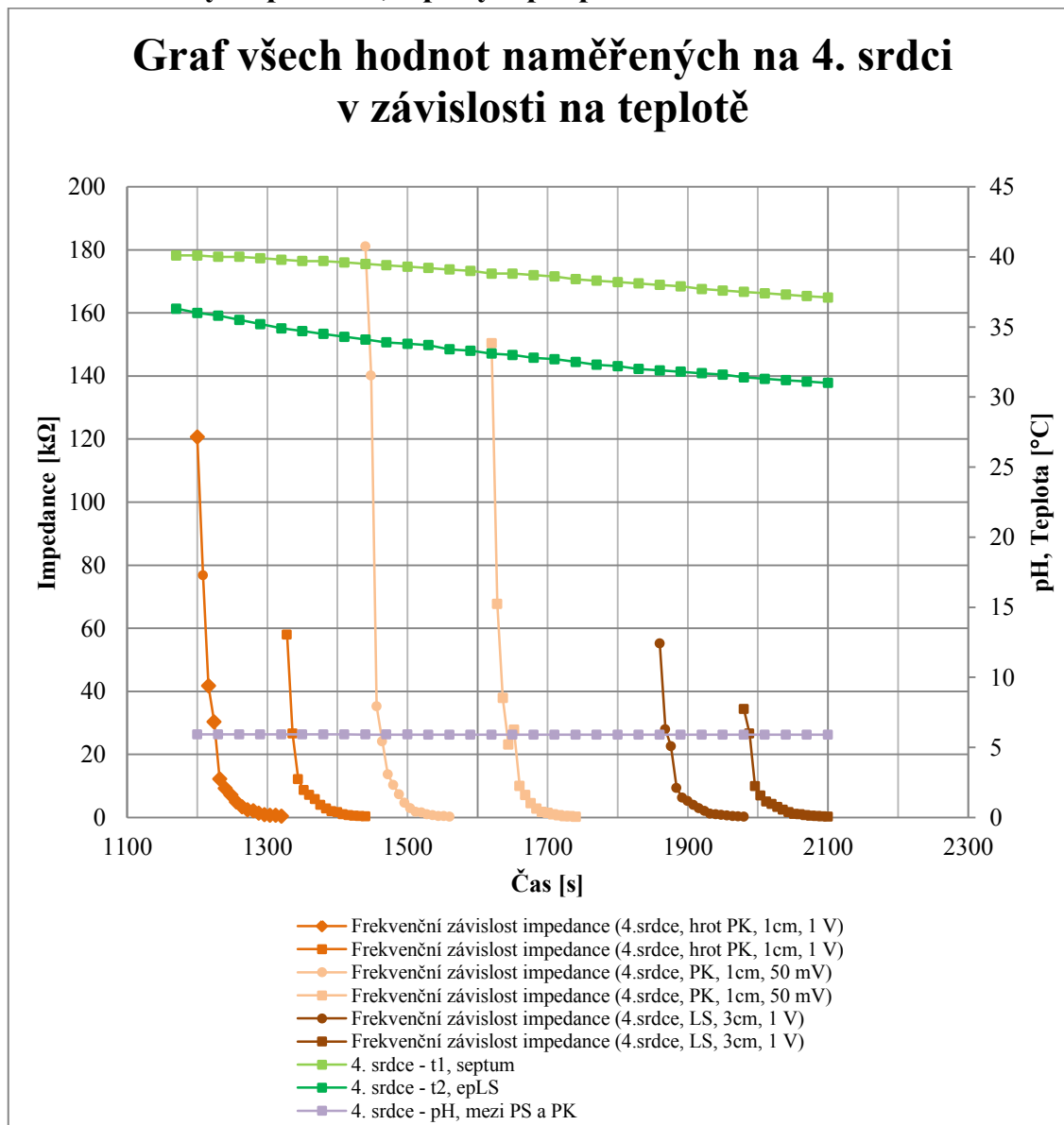
V následujícím grafu (Obr 53) jsou vyneseny všechny hodnoty naměřené na 3. srdci v závislosti na čase. Hodnoty času v tabulce 6 – 9 jsou vypsány bez přičtení 18 minut, které uběhly od smrti prasete do počátku měření. Hodnoty v tabulce jsou zobrazeny s přičtením 18 minut. V grafu (obr 49) je zobrazeno:

- Měření impedance v endokardu levé síně při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 1V.
- Měření impedance v endokardu levé síně při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 1V (bezprostředně po prvním měření).
- Měření impedance v endokardu levé síně při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 50 mV.
- Měření impedance v endokardu levé síně při vzdálenosti elektrod 1 cm a napětí 50 mV (bezprostředně po prvním měření).
- Měření impedance na hrotu při vzdálenosti elektrod 3 cm a napětí 1V.
- Měření impedance na hrotu při vzdálenosti elektrod 3 cm a napětí 1V (bezprostředně po prvním měření).
- Teplota t1 měřená v endokardu pravé komory.
- Teplota t2 měřená v epikardu levé síně.
- pH měřené mezi pravou síní a pravou komorou.



Obrázek 53 - Graf všech hodnot naměřených na 3. srdci v závislosti na teplotě

Velikost změny impedance, teploty a pH při frekvenci 20 Hz



Obrázek 54 - Graf všech hodnot naměřených na 4. srdci v závislosti na teplotě

- Napětí 1V, vzdálenost elektrod 1cm
 - 3. srdce – V tabulce jsou vypočítány změny hodnot teploty, pH a impedance dvou těsně po sobě jdoucích měření 3. srdce při napětí 1V a frekvenci 20 Hz. X1 jsou hodnoty dřívějšího měření, X2 jsou hodnoty pozdějšího měření. Hodnoty impedance, pH a teploty byly odečteny vždy ve stejném čase z grafu všech hodnot naměřených na 3. srdci v závislosti na teplotě (Obr. 25) a grafu všech hodnot naměřených na 4. srdci v závislosti na teplotě (Obr 29). Doba mezi jednotlivými měření jsou přibližně 2-3 minuty.

	Impedance [kΩ]	t1 [°C]	t2[°C]	pH
X1	7,8	37,9	33,2	6,07
X2	6,45	37,4	31,9	6,09
Rozdíl hodnot	1,35	0,5	1,3	0,02

Tabulka 17

Impedance ze (ZI) dvou po sobě jdoucích měření poklesla o 1,35 kΩ, teplota t1 (ZT1) poklesla o 0,5°C, teplota t2 poklesla o (ZT2) 1,3 °C, pH se zvýšilo o (ZpH) o 0,02.

- 4. srdce – Rozdíly hodnot jsou vypočítány stejně jako v předchozím případě:

ZI = 66 kΩ

ZT1 = 0,3°C

ZT2 = 1,1 °C

pH = 0

Impedance ze dvou po sobě jdoucích měření poklesla o 66 kΩ, teplota t1 poklesla o 0,3°C, teplota t2 poklesla o 1,1 °C, pH se nezměnilo.

- Napětí 50 mV, vzdálenost elektrod 1cm

- 3. srdce – Rozdíly hodnot jsou vypočítány stejně jako v předchozím případě:

ZI = 0,7 kΩ

ZT1 = 0,8°C

ZT2 = 0,7°C

pH = 0,25

Impedance ze dvou po sobě jdoucích měření se zvýšila o 0,7 kΩ, teplota t1 poklesla o 0,8°C, teplota t2 poklesla o 0,7 °C, pH se zvýšilo o 0,25.

- 4. srdce – Rozdíly hodnot jsou vypočítány stejně jako v předchozím případě:

ZI = 30,7 kΩ

ZT1 = 0,7°C

ZT2 = 1 °C

pH = 0,01

Impedance ze dvou po sobě jdoucích měření poklesla o 30,7 kΩ, teplota t1 poklesla o 0,7°C, teplota t2 poklesla o 0,01 °C, pH se zvýšilo o 0,01.

- Napětí 1V, vzdálenost elektrod 3cm

- 4. srdce – Rozdíly hodnot jsou vypočítány stejně jako v předchozím případě:

ZI = 20,8 kΩ

ZT1 = 0,5°C

ZT2 = 0,5°C

pH = 0

Impedance ze dvou po sobě jdoucích měření poklesla o 20,8 kΩ, teplota t1 poklesla o 0,5°C, teplota t2 poklesla o 0,5 °C, pH se nezměnilo.

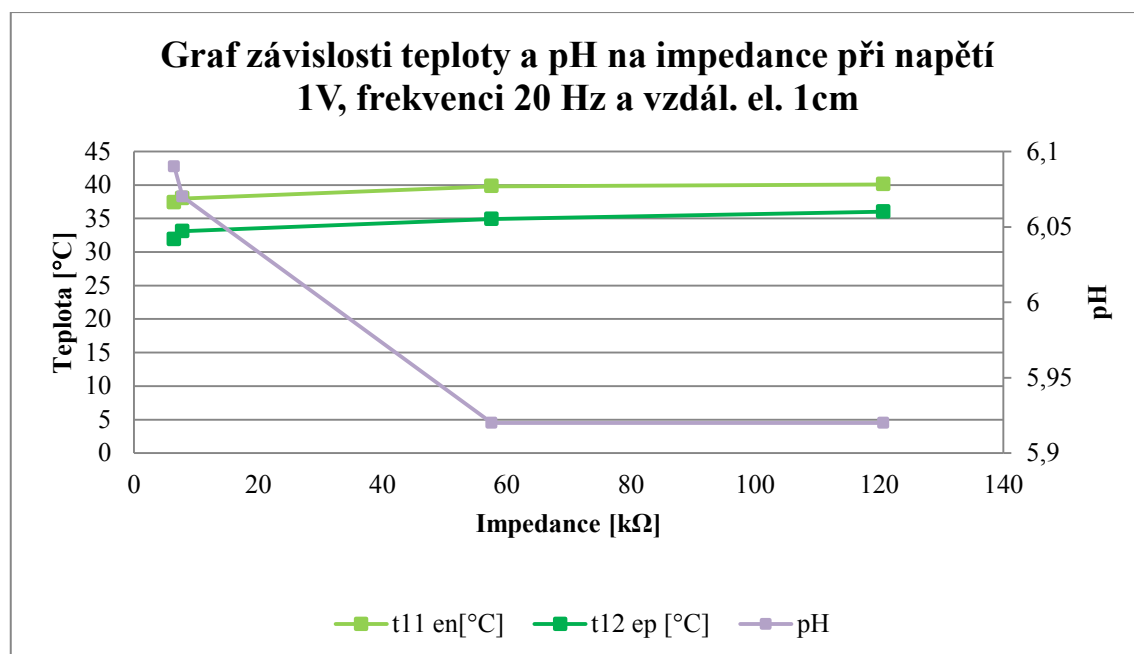
V grafu 53 a 54 lze vidět, že hodnoty impedance druhého měření, které následovalo hned po prvním měření, jsou vždy o něco menší. Výjimkou je impedance u 3. srdce při napětí 50 mV (tabulka 6), kde jsou první dvě hodnoty impedance druhého měření vyšší (na frekvencích 20 Hz a 40 Hz). Ostatní hodnoty impedancí jsou u tohoto měření už vždy menší.

Hodnoty Impedance, teploty a pH ve stejném čase

V tabulce 19, 20 a 21 jsou hodnoty impedance, pH a teploty vybrané ze všech tří měření při stejném čase. Je vykreslen graf závislosti pH a teploty na impedanci. Hodnoty naměřené na 1. srdci jsem vyřadila, jelikož se teploty endokardu výrazně liší od ostatních hodnot.

Tabulka hodnot při napětí 1V, frekvenci 20 Hz a vzdál. el. 1cm					
čas + 18 min [s]	Imp (50 mV, 4 kHz)	t11 en[°C]	t12 ep [°C]	pH	
1500	6,45	37,4	31,9	6,09	Měření na 3. srdci
1358	7,8	38	33,1	6,07	
2070	30,66	31,2	29,8	6,13	Měření na prvním srdci, hodnoty teploty se liší od ostatních
1320	57,6	39,8	34,9	5,92	Hodnoty pH u 4. srdce jsou jiné oproti druhému srdci
1200	120,7	40,1	36	5,92	

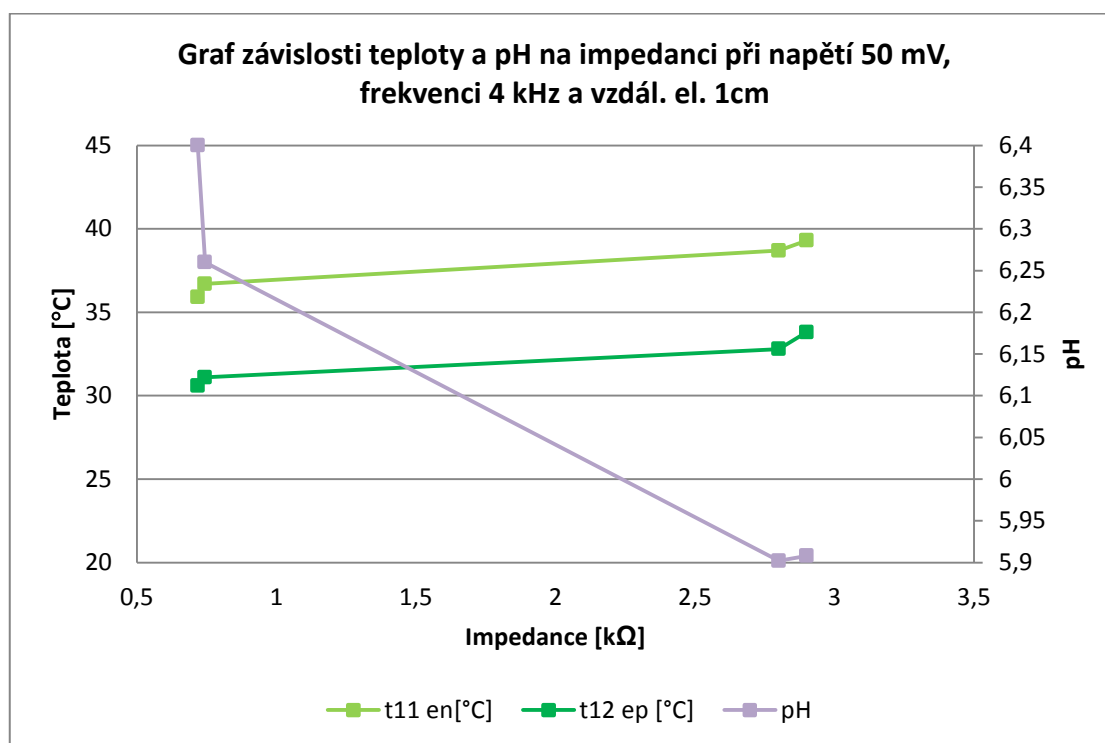
Tabulka 18 - Tabulka hodnot při napětí 1V, frekvenci 20 Hz a vzdál. el. 1cm



Obrázek 55 - Graf závislosti teploty a pH na impedance při napětí 1V, frekvenci 20 Hz a vzdál. el. 1cm

Tabulka hodnot při napětí 50 mV, frekvenci 4 kHz a vzdál. el. 1cm					
čas + 18 min [s]	Imp (50 mV, 4 kHz)	t11 en[°C]	t12 ep [°C]	pH	
1860	0,718	35,9	30,6	6,4	
1680	0,744	36,7	31,1	6,26	
1940	1	31,5	30,2	6,3	
1680	2,8	38,7	32,8	5,902	
1500	2,9	39,3	33,8	5,908	

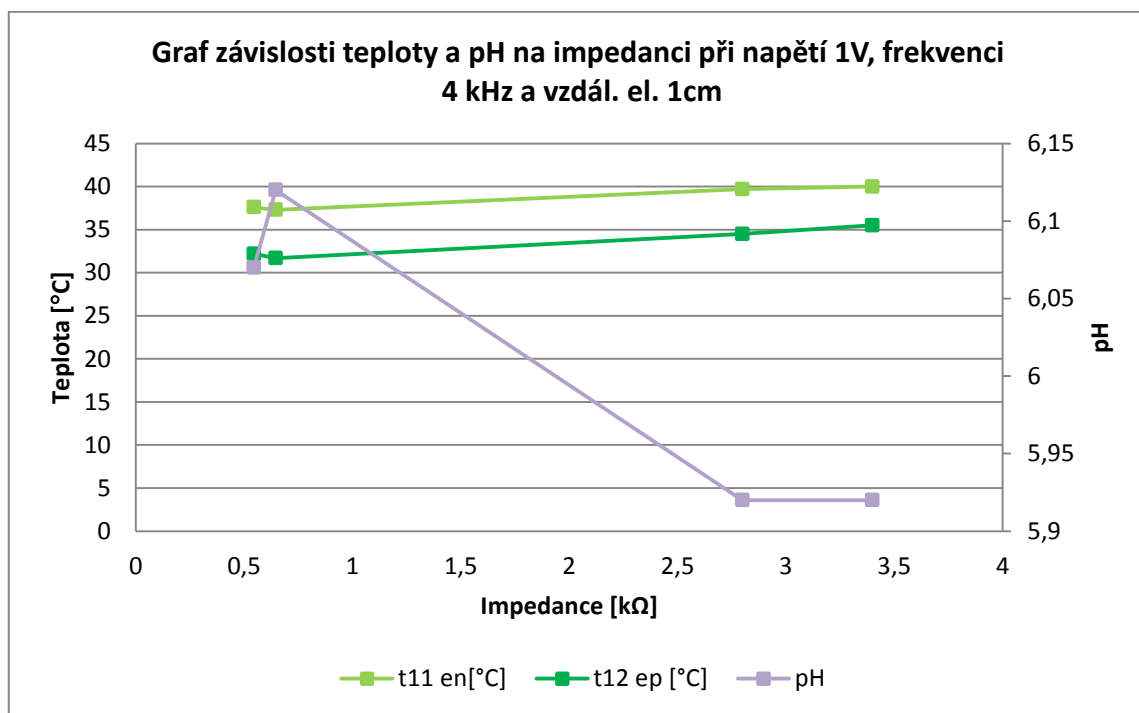
Tabulka 19 - Tabulka hodnot při napětí 50 mV, frekvenci 4 kHz a vzdál. el. 1cm



Obrázek 56 - Graf závislosti teploty a pH na impedanci při napětí 50 mV, frekvenci 4 kHz a vzdál. el. 1cm

Tabulka hodnot při napětí 1V, frekvenci 4 kHz a vzdál. el. 1cm					
čas + 18 min [s]	Imp (50 mV, 4 kHz)	t11 en[°C]	t12 ep [°C]	pH	
1478	0,545	37,6	32,2	6,07	
1560	0,646	37,3	31,7	6,12	
1380	2,8	39,7	34,5	5,92	
1260	3,4	40	35,5	5,92	

Tabulka 20 - Tabulka hodnot při napětí 1V, frekvenci 4 kHz a vzdál. el. 1cm



Obrázek 57 - Graf závislosti teploty a pH na impedanci při napětí 1V, frekvenci 4 kHz a vzdál. el. 1cm

Z grafů 55 – 57 lze vyčíst, že hodnoty impedance stoupají s teplotou. Ačkoli se u grafu 57 objevuje mírný pokles teploty při impedanci 0,646, lze tento pokles zanedbat.

Párový t-test shody středních hodnot normálního výběru při neznámém rozptylu

V tomto testu je pomocí párového testu testována shoda středních hodnot impedancí při napětí 50 mV a 1V u 1. srdce (viz tabulka 1)

H_0 : střední hodnoty se shodují

H : střední hodnoty se neshodují

Párový t-test byl proveden v matlabu pomocí příkazu t-test2.

MATLAB:

```
impedance50V = [142 55.5 59.5 31 10.8 6.28 2.49 1.46 1 0.722 0.956
0.675 0.476 0.353 0.318 0.2425];
impedance1V = [30.66 11.2 6.5 4.26 2.99 2.46 1.97 1.47 0.9621 0.749
0.697 0.55 0.432 0.339 0.331 0.24];
```

alpha = 0.05

```
[h1,p1]= ttest2(impedance50V,impedance1V,alpha)
```

Na hladině významnosti 5% je výsledná p- hodnota (p1) rovna 0.1210. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu a to že střední hodnoty se shodují. Což znamená, že napětí nemá vliv na změnu impedance.

- Stejným způsobem je proveden párový t-test shody středních hodnot pro impedanci, kdy elektrody byly v kontaktu a kdy v kontaktu nebyly (3. srdce, vzdálenost 1 cm, endokard, levá síň, 1V). (Viz tabulka 5). Na hladině významnosti 5% je výsledná p-hodnota rovna 0.9118. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu a to že to, zda elektrody byly nebo nebyly v kontaktu, nemá vliv na změnu impedance.

Dále byl párový t-test shody středních hodnot proveden u impedancí dvou těsně po sobě jdoucích měření.

- Srdce 1 : MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 2 cm, endokard, 1V), viz tabulka 2.
- Na hladině významnosti 5% je výsledné p- hodnota rovna 0.8426. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu, že střední hodnoty se shodují.
- Srdce 3: MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, endokard, LS, 50mV), viz tabulka 6.
- Na hladině významnosti 5% je výsledné p- hodnota rovna 1. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu, že střední hodnoty se shodují.
- Srdce 3 : MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, síň, hrot, 1V), viz tabulka 7.
- Na hladině významnosti 5% je výsledné p- hodnota rovna 1. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu, že střední hodnoty se shodují.
- Srdce 4 : MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, hrot, pravá komora, 1V), viz tabulka 9.
- Na hladině významnosti 5% je výsledné p- hodnota rovna 0.4126. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu, že střední hodnoty se shodují.
- Srdce 4 : MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 1 cm, pravá komora, 50 mV), viz tabulka 10.
- Na hladině významnosti 5% je výsledné p- hodnota rovna 0.7430. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu, že střední hodnoty se shodují.
- Srdce 4 : MĚŘENÍ IMPEDANCE (vzdálenost 3 cm, levá síň, 1V), viz tabulka 11.
- Na hladině významnosti 5% je výsledné p- hodnota rovna 0.5682. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu, že střední hodnoty se shodují.

Závěr

Na počátku mé diplomové práce jsem popsala teorii ohledně problematiky kardiochirurgie, anatomickou stavbu srdce, kardiochirurgické zákroky, mimotělní oběh a nejčastější kardiochirurgické zákroky. V další kapitole je popsán současný stav monitorování při operacích a ukazatele fyzické kondice srdeční tkáně. V druhé kapitole jsou také popsány termodynamické věty a šíření tepla v těle. Poslední kapitola teorie je věnována rozboru návrhů a to způsobům a přístrojům měřící pH, teplotu a impedanci. V této kapitole je také popsána přístrojová technika použitá při praktických měřeních.

V praktické části je nejprve popsán postup měření impedance, teploty a pH, které bylo realizováno na čtyřech prasečích srdcích na jatkách v Opavě. Doba od porážky prasete až do počátku měření se pohybovala mezi 15 – 20 minutami. Tuto hodnotu nebylo možno přesně změřit, jelikož jsme se nepohybovali v místě jejich porážky a musíme se tedy spolehnout na přibližný čas, který nám uvedli pracovníci společnosti. Proto hodnoty času uvedené v tabulce (čas +18min [s]) jsou pouze orientační.

Příprava laboratoře spočívala v zapnutí všech přístrojů a připravení pomůcek. Poté byla provedena kalibrace pH metru. Tato kalibrace byla pro větší přesnost provedena na dvou pufrch. Ph pufrů bylo 4 a 7, přesnost $\pm 0,01$. V 8 hodin 29 minut byla přinesena první dvě srdce o hmotnosti 700g a 858g a bylo započato měření. Všechny hodnoty jsou zaznamenány výše v práci v tabulkách.

Nejprve jsem vykreslila všechny grafy závislostí impedance na frekvenci. V jednom grafu jsou vždy vykreslena měření, která proběhla hned po sobě (v rámci 2 až 3 minut) při stejném nastavení napětí a vzdálenosti elektrod. Také jsem vykreslila závislost pH a teploty na čase.

Z těchto jednotlivých grafů, i z grafů 53 a 54, kde jsem vykreslila všechny měřené hodnoty (impedance, pH, teplota) lze vidět, že hodnoty impedance druhého měření, které následovalo hned po prvním měření, jsou vždy o něco menší. Výjimkou je impedance u 3. srdce při napětí 50 mV (tabulka 6), kde jsou první dvě hodnoty impedance druhého měření vyšší (na frekvencích 20 Hz a 40 Hz). Ostatní hodnoty impedancí jsou u tohoto měření už vždy menší. Čím delší doba od porážky prasete uběhne, tím je menší impedance, jelikož odráží fyziologický stav srdečního svalu.

Graf (obr. 32) zobrazuje frekvenční závislosti impedance v endokardu levé komory třetího srdce při napětí 1V a vzdálenosti elektrod 1 cm. V jednom případě byly elektrody v kontaktu a v druhém ne. Z grafu vidíme, že kontakt elektrod nemá vliv na impedanci. V případě dřívějšího měření hodnoty impedancí začínají opět na vyšších hodnotách. To bylo ověřeno i pomocí párového testu středních hodnot v matlabu. Na hladině významnosti 5% je výsledná p- hodnota rovna 0.9118. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu a to že to, zda elektrody byly nebo nebyly v kontaktu, nemá vliv na změnu impedance.

Dalším testem byl párový t-test shody středních hodnot impedancí při napětí 50 mV a 1V u 1. srdce (viz tabulka 1). Na hladině významnosti 5% je výsledná p- hodnota (p_1) rovna 0.1210. Můžeme potvrdit nulovou hypotézu a to že střední hodnoty se shodují. Což znamená, že napětí nemá vliv na změnu impedance.

Dále byl párový t-test shody středních hodnot proveden u impedancí dvou těsně po sobě jdoucích měření. Hodnoty všech p-hodnot byly vyšší než 5%.

V tabulce 3 jsou vyneseny absolutní hodnoty rozdílů impedancí 1. srdce z hodnot z tabulky 2, která byla naměřena v endokardu. Vzdálenost elektrod byla 2 cm. Rozdíl impedancí byl

vypočítán mezi impedancí1 a impedancí2 a rozdíl ϕ byl vypočítán mezi ϕ_1 a ϕ_2 . Počet hodnot rozdíl impedancí je 16. Hodnoty impedancí se pohybují od 1,2 k Ω do 0,001 k Ω . Průměrná impedance je 0,238 a průměrná odchylka je 0,3. Maximální hodnota rozdílu impedancí (zobrazena červeně) je 1,2 k Ω na frekvenci 20 Hz, a minimální hodnota rozdílu impedancí (zobrazena zeleně) je 0,0001 na třech frekvencích a to 80kHz, 100kHz a 200kHz. Nejprokazatelnější změna impedance je 1,2 k Ω na frekvenci 20 Hz. Tato nejprokazatelnější změna se vyskytovala u všech měření u hodnoty 20 Hz. Čím byla vyšší frekvence, tím nižší hodnoty impedancí byly zaznamenány. Nejvyšší impedance byla změřena u 4. srdce, při napětí 50 mV, vzdálenosti elektrod 1cm a frekvenci 20 Hz, které jak vyplývá z dat, bylo nejčerstvější. Počet hodnot rozdíl fází je 16. Hodnoty fází se pohybují od 3,3° do 0°. Průměrná fáze je 0,69 a průměrná odchylka je 0,9. Maximální hodnota rozdílu fáze (zobrazena červeně) jsou 3,3° na frekvenci 20 Hz, a minimální hodnota (zobrazena zeleně) je 0,0° na pěti frekvencích a to 100Hz, 200Hz, 400Hz, 40kHz a 80kHz. Nejprokazatelnější změna fáze jsou 3,3 ° na frekvenci 20 Hz.

Další měřenou hodnotou byla teplota a to v endokardu a epikardu. Je jasně vidět, že hodnoty teploty endokardu jsou vyšší než v epikardu. Což bylo způsobeno nízkou okolní teplotou a rychlému chladnutí povrchu srdce. Pro teplotu jsem provedla celkovou statistiku současně pro 3. a 4. srdce. Do statistiky nebyly zařazeny hodnoty z 1. a 2. srdce vzhledem k tomu, že teplota endokardu byla příliš nízká a mohlo to být způsobeno špatným umístěním teplotních sond (místo endokardu se mohlo jednat o epikard). Dalším důvodem mohlo být špatné odečtení hodnot. Nejvyšší teploty byla naměřena v septu 4. srdce, které bylo přineseno na místo měření v nejkratším čase. Hodnota byla 40,1 °C. Nejnižší teplota byla naměřena v epikardu levé síně u 3. srdce, a její hodnota byla 29,0 °C.

Tabulka 15 zobrazuje statistiku pro 1., 3. a 4. srdce. Počet hodnot pH 1. srdce je 6. Hodnoty pH se pohybují od 6,03 do 6,3. Průměrné pH je 6,147, medián je 6,16 a průměrná odchylka je 0,105499.

Počet hodnot pH 3. srdce je 20. Hodnoty pH se pohybují od 6,07 do 6,41. Průměrné pH je 6,229, medián je 6,17 a průměrná odchylka je 0,144342. Počet hodnot pH 4. srdce je 31. Hodnoty pH se pohybují od 5,898 do 5,92. Průměrné pH je 5,906, medián je 5,903 a průměrná odchylka je 0,008605. Ovšem hodnoty pH pro 4. srdce se téměř neměnily. Po vytáhnutí sondy a opětovném přiložení bylo naměřeno pH = 6,23. Z grafu (obr. 48) i z tabulky (tabulka 12) vidíme, že zatímco teplota klesá, pH mění minimálně. Může to být nesprávný umístěním pH sond.

V tabulce hodnot pH (tabulka 12) se objevilo jedno odlehlé pozorování a to hodnota pH 5,56 v čase 90s, kterou jsem z grafu vynechala.

Pro určení míry závislosti teploty t1, t2 a pH (tabulka 8) jsem zvolila výpočet korelačních koeficientů. Pro výpočet korelace jsem zvolila data z 3. Srdce. U teploty jsem musela vynechat posledních 6 hodnot (tj. od času 1020 s), jelikož pro korelační analýzu musí mít obě veličiny stejný počet hodnot. Data teploty t1, t2 i pH pocházejí z normálního rozdělení, což jsem určila pomocí programu Statgraphic.

Korelační koeficient má hodnotu -0,91335. Korelační koeficient mezi pH a teplotou t1 měřenou v endokardu vyjadřuje velmi silnou negativní korelaci (hodnoty jedné veličiny rostou (v našem případě pH), zatímco hodnoty druhé veličiny klesají (teplota)).

Korelační koeficient má hodnotu -0,84324. Korelační koeficient mezi pH a teplotou t_2 měřenou v endokardu vyjadřuje velmi silnou negativní korelaci (hodnoty jedné veličiny rostou (v našem případě pH), zatímco hodnoty druhé veličiny klesají (teplota)).

Jelikož si nejsem jistá správností hodnot pH u 4. srdce, neprovedla jsem pro tato data korelační analýzu.

V dalším kroku jsem do tabulky zapsala hodnoty impedance, teploty i pH v jednom čase ze všech tří měření a vykreslila pro ně příslušné grafy. Vykreslila jsem grafy závislosti pH a teploty na impedanci. Hodnoty naměřené na 1. srdci jsem vyřadila, jelikož se teploty endokardu výrazně liší od ostatních hodnot. Z grafů 55 – 57 lze vyčíst, že hodnoty impedance stoupají s teplotou. Ačkoli se u grafu 57 objevuje mírný pokles teploty při impedanci 0,646, lze tento pokles zanedbat. Tyto grafy dokazují závislost teploty a impedance a teploty a pH.

Seznam použité literatury

- [1] MUŽÍKOVÁ, P. *EKG z pohledu záchranáře*. Čelákovice, 2010. 60s. Absolventská práce na Vyšší odborné škole a Střední zdravotnické škole MILLS, s.r.o. Vedoucí práce Bc. Středová Monika.
- [2] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. 544s. ISBN 978-80-247-3240-4
- [3] JIRÁK, Z. *Fyziologie pro bakalářské studium na ZSF OU*. 2. přepracované vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007. 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7.
- [4] Martinek, J.; Vacek, Z. *Histologický atlas*, 1.st ed.; Grada publishing a.s.: Praha, 2009.
- [5] SLAVÍKOVÁ, J. *Fyziologie dýchání*. Universita Karlova, Praha, 1992. ISBN 80 7066-658-7
- [6] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. 544s. ISBN 978-80-247-3240-4
- [7] Kardiochirurgie. <http://www.kardiochirurgie.cz> (accessed Oct 25, 2012), ISSN 1803-8212.
- [8] Slezáková, L.; et al. *Ošetrovatelství v kardiochirurgii I*, 1.st ed.; Grada Publishing a.s.: Praha, 2010.
- [9] Co u nás léčíme. IKEM. <http://www.ikem.cz/www?docid=1003520> (accessed Oct 25, 2012).
- [10] srdce. Lidské tělo. <http://www.alcca.yc.cz/srdce.htm> (accessed Oct 25, 2012).
- [11] Převodní systém srdeční. Životní energie. <http://zivotni-energie.cz/popis-srdce-a-srdecni-cinnosti.html> (accessed Oct 25, 2012).
- [12] Cardion. <http://www.cardion.cz/Data/img/firmy/Terumo.b.jpg> (accessed Oct 26, 2012).
- [13] Maze. Wikiskripta. <http://www.wikiskripta.eu/images/9/91/Maze.png> (accessed Oct 26, 2012).
- [14] Angina pectoris a Infarkt myokardu. Fukuční Nemocnice Ostrava. <http://www.fno.cz/kardiochirurgicke-centrum/angina-pectoris-a-infarkt-myokardu> (accessed Oct 26, 2012).
- [15] Wagner, R. *Kardioanestezie a perioperační péče v kardiochirurgii*, 1.st ed.; Grada Publishing a.s.: Praha, 2009.
- [16] Jedovnická, S. Transplantace srdce. Diplomová práce, Masarykova univerzita, 2009.
- [17] Březina, A. *Kardioanestezie*; KAR-IKEM: Praha, 2012.
- [18] Základy termodynamiky. MATFYZ. <http://download.matfyz.info/fyzika/termodynamika.pdf> (accessed Dec 21, 2012).
- [19] <http://pdf.uhk.cz/kfy/olympid/olymp/materialy/PLYNY.PDF> [plyny]
- [20] Druhý termodynamický zákon. Wikipedia. http://cs.wikipedia.org/wiki/Druh%C3%BD_termodynamick%C3%BD_z%C3%A1kon (accessed Dec 22, 2012).
- [21] Základy termodynamiky. Masarykova Univerzita, Přírodovědecká fakulta. http://www.sci.muni.cz/mineralogie/kap_6_2_termodyn/kap_6_2_termodyn.htm (accessed Dec 22, 2012).

- [22] Termoregulace. Zdravotnictví- studium nejen pro studenty. <http://zdravotnictvi.studentske.cz/2010/12/kapitola-ix-termoregulace.html> (accessed Dec 22, 2012).
- [23] Příkopa, Z. Navrhnete teplotní model prochlázení lidského organismu. Bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, 2011.
- [24] KUBATOVA, Senta. Biofot [online]. (accessed Dec 22, 2012). <<http://uloz.to/1162346/biofot.doc>>.
- [25] Měření pH roztoků. Katedra mikroelektroniky, Elektrotechnická fakulta ČVUT. <http://www.micro.feld.cvut.cz/home/X34SES/cviceni/Navody%20na%20cviceni/08.Mereni%20pH%20roztoku.pdf> (accessed Jan 11, 2013).
- [26] Sterilizační a autoklávní snímač ISFET pro měření pH. Transcom. <http://www.transcom.sk/sub/transcom.sk/images/katalog/Snimac%20pH%20sonda%20TopHit%20CPS471%20CPS%20471.pdf> (accessed Jan 11, 2013).
- [27] Kadlec, K. Bezdotykové měření teploty, 2009. Ústav fyziky měřicí techniky. http://web.vscht.cz/kadleck/aktual/LBMT/N%C3%A1vod_BT_1.pdf (accessed Nov 01, 2013).
- [28] Svoboda, Š. Měření teploty – bezkontaktní teploměry a termovizní kamery. *ELEKTRO, odborný časopis pro elektrotechniku* [Online] **2005**. http://www.odbornecasopisy.cz/index.php?id_document=26549 (accessed Jan 15, 2013).
- [29] Flek, T. Elektronický termostat. Bakalářská práce, VUT Brno, 2009.
- [30] Mareš, L. Teplota a její měření, 2006. tzbinfo. <http://www.tzb-info.cz/3115-teplota-a-jeji-mereni> (accessed Jan 15, 2013).
- [31] Odporové snímače teploty. JSP Měření a regulace. http://www.jsp.cz/files/uvod_C.pdf (accessed Jan 15, 2013).
- [32] Tižek, M. Dynamické charakteristiky elektrických teploměrů. Bakalářská práce, VUT Brno, 2007.
- [33] Stříteská, R. Moderní metody měření teploty. Diplomová práce, Masarykova univerzita v Brně, 2010.
- [34] Penhaker, M.; Iramovský, M.; Tiefenbach, P.; Kobza, F. *Lékařské diagnostické přístroje*; Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [35] Coufal, V. USB sonda pro měření pH. Bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, 2008.
- [36] Laboratorní pH elektrody kombinované - přehled, 2013. Theta 90, elektrochemická čidla. http://www.theta90.cz/data/mod_redaction_adv/5/down/ph-lab.pdf (accessed March 13, 2013).
- [37] Mini BetaCURVE Thermistor Probe (MBD), 2008. Measurement specialties. http://www.meas-spec.com/downloads/MBD_10K3MBD1.pdf (accessed March 13, 2013).
- [38] Stolní digitální LCR měřič HM 8118, 2008. AMT měřicí technika. <http://www.amt.cz/index.php?id=HM8118> (accessed March 13, 2013).
- [39] Elektrická impedance tkání, 2008. Wikiskripta. http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrick%C3%A1_impedance_tk%C3%A1n%C3%AD (accessed April 13, 2013).

- [40] Marek, P. *ZEPI_Komplet.pdf*, 2010.
 [41] Marek, P. *ZEP II: DĚLENÍ BIOSIGNÁLŮ A ELEKTRICKÉ PROJEVY TKÁNÍ*;

Seznam Obrázků

Obrázek 1 - Stavba srdce [10]	2
Obrázek 2 Převodní systém srdeční [11]	4
Obrázek 3 Schéma mimotělního oběhu [12]	6
Obrázek 4 - koronární bypass [9]	7
Obrázek 5 – Schéma linií jizev při Maze [13]	8
Obrázek 6 [2]	13
Obrázek 7 – Blokové schéma bezdotykového teploměru [27]	14
Obrázek 8 - Schematický náčrt obecného termovizního systému: 1 – okolí	14
Obrázek 9 – Vinuté čidlo [32]	16
Obrázek 10 – Vrstvové čidlo [32]	16
Obrázek 11 – Negastor	17
Obrázek 12 - Perličkový negastor [32]	18
Obrázek 13 – termočlánek [31]	18
Obrázek 14 princip polovodičového snímače s PN přechodem [29]	19
Obrázek 15 – Swan-ganz katetr [34]	20
Obrázek 16 – frekvenční závislost rezistivity tkání [40]	21
Obrázek 17 – pH sonda HC 163 [36]	21
Obrázek 18 – vlevo: pH sonda HC 163, vpravo: modul pro měření pH	22
Obrázek 19 - Termistorová sonda mini beta CURVE (MBD) [37]	22
Obrázek 20 – vlevo: Termistorová sonda mini beta CURVE, vpravo: modul pro měření teploty	22
Obrázek 21 – vlevo: LCR měřič HM 8118, vpravo: Testovací Kabely HZ 184 [38]	23
Obrázek 22 – Pracovní plocha	24
Obrázek 23 – vlevo- 1. srdce, vpravo 2. srdce	25
Obrázek 24 – vlevo – měřicí technika, vpravo – otevřené srdce	26
Obrázek 25 - – měření impedance v epikardu 1. Srdce	27
Obrázek 26 – Frekvenční závislost impedance epikardu 1. Srdce při napětí 50 mV a 1V a vzdálenosti elektrod 1 cm. Měření při napětí 50 mV bylo započato 0:25:00 minut od usmrcení. Měření při napětí 1 V bylo započato 0:35:50 minut od usmrcení	28

Obrázek 27 – Frekvenční závislost fáze epikardu 1. srdce při napětí 50 mV a 1V a vzdálenosti elektrod 1 cm. Měření při napětí 50 mV bylo započato 0:25:00 minut od usmrcení. Měření při napětí 1 V bylo započato 0:35:50 minut od usmrcení.....	28
Obrázek 28 - Frekvenční závislost impedance endokardu při napětí 1 V a vzdálenosti elektrod 2 cm. Měření impedance1 bylo započato 0:45:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:48:00 minut od usmrcení.	29
Obrázek 29 - Frekvenční závislost fáze endokardu při napětí 1 V a vzdálenosti elektrod 2 cm. Měření fáze 1 bylo započato 0:45:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:48:00 minut od usmrcení.....	30
Obrázek 30 – Graf závislosti teploty na čase u srdce 1 a 2. Měření započalo 0:32:20 minut od usmrcení zvířete. Po 42minutách byla sonda t2 přesunuta do endokardu 2. srdce a t4 do epikardu 2. srdce.	31
Obrázek 31 – graf závislosti pH na čase u srdce 1 a 2. Měření započalo 0:32:40 minut od usmrcení zvířete.	32
Obrázek 32 – Frekvenční závislost impedance (3. srdce, enLS, 1cm, 1 V). Měření impedance, kdy elektrody byly v kontaktu, proběhlo minut od usmrcení zvířete. Měření impedance, kdy elektrody nebyly v kontaktu, proběhlo 0:25:00 minut od usmrcení.....	33
Obrázek 33 – frekvenční závislost fáze (3. Srdce, enLS, 1cm, 1 V). Měření fáze, kdy elektrody byly v kontaktu, proběhlo 23 minut od usmrcení zvířete. Měření fáze, kdy elektrody nebyly v kontaktu, proběhlo 25 minut od usmrcení.....	34
Obrázek 34 - frekvenční závislost fáze (3. srdce, enLS, 1cm, 50 mV). Měření impedance1 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:30:00 minut od usmrcení.	35
Obrázek 35 – frekvenční závislost fáze (3. srdce, enLS, 1cm, 1 V). Měření fáze 1 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:30:00 minut od usmrcení.....	35
Obrázek 36 – měření impedance u 3. Srdce v levé síni a hrotu, vzdálenost elektrod 3cm	36
Obrázek 37 - Frekvenční závislost impedance (3cm, 1V, 3. srdce, síň). Měření impedance (síň) bylo započato 0:38:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance (hrot) bylo započato 0:40:20 minut od usmrcení	37
Obrázek 38 - Frekvenční závislost fáze (3cm, 1 mV, 3. srdce, síň). Měření fáze (síň) bylo započato 0:38:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze (hrot) bylo započato 0:40:20 minut od usmrcení.....	38
Obrázek 39 – měření teploty a pH u 3. srdce	39

Obrázek 40 - Graf závislosti teploty a pH na čase u 3. Srdce. Měření teploty i pH začalo 0:20:38 minut od usmrcení prasete. Teplota t1 byla měřena v endokardu pravé komory a teplota t2 byla měřena v epikardu levé síně 3. srdce.	40
Obrázek 41 – Měření impedance v pravé komoře 4. srdce při vzdálenosti elektrod 1cm	41
Obrázek 42 - Frekvenční závislost impedance (4. srdce, hrot PK, 1cm, 1 V). Měření impedance1 bylo započato 0:20:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:22:00 minut od usmrcení.....	42
Obrázek 43 - Frekvenční závislost fáze (4. srdce, hrot PK, 1cm, 1 V). Měření fáze1 bylo započato 0:20:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:22:00 minut od usmrcení.....	42
Obrázek 44 - Frekvenční závislost impedance (4. srdce, PK, 1cm, 50 mV). Měření impedance1 bylo započato 0:24:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení.....	44
Obrázek 45 - Frekvenční závislost fáze (4. srdce, PK, 1cm, 50 mV. Měření fáze 1 bylo započato 0:24:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:27:00 minut od usmrcení.....	44
Obrázek 46 - Frekvenční závislost impedance (4. srdce, LS, 3cm, 1 V). Měření impedance1 bylo započato 0:31:00 minut od usmrcení prasete. Měření impedance2 bylo započato 0:33:00 minut od usmrcení.....	45
Obrázek 47 - Frekvenční závislost fáze (4. srdce, LS, 3cm, 1 V). Měření fáze 1 bylo započato 0:31:00 minut od usmrcení prasete. Měření fáze 2 bylo započato 0:33:00 minut od usmrcení.....	46
Obrázek 48 - Časová závislost teploty a pH. Měření teploty i pH bylo započato 0:29:30 minut od usmrcení zvířete. Teplota t1 byla měřena v komorové přepážce a teplota t2 byla měřena v epikardu levé síně 4. srdce.	47
Obrázek 49 - Rozdíl Impedancí - (vzdálenost 2 cm, endokard, Srdce 1). Červený bod zobrazuje maximální hodnotu, zelené body zobrazují minimální hodnotu změny impedancí.....	49
Obrázek 50 - Rozdíl fází - (vzdálenost 2 cm, endokard, Srdce 1). Červený bod zobrazuje maximální hodnotu, zelené body zobrazují minimální hodnotu změny fází.	49
Obrázek 51 – Graf pro pH všech tří měření.....	51
Obrázek 52 - teplota 3. a 4. srdce.....	52
Obrázek 53 - Graf všech hodnot naměřených na 3. srdci v závislosti na teplotě.....	53
Obrázek 54 - Graf všech hodnot naměřených na 4. srdci v závislosti na teplotě.....	54
Obrázek 55 - Graf závislosti teploty a pH na impedance při napětí 1V, frekvenci 20 Hz a vzdál. el. 1cm.....	56

Obrázek 56 - Graf závislosti teploty a pH na impedanci při napětí 50 mV, frekvenci 4kHz a vzdál. el. 1cm57

Obrázek 57 - Graf závislosti teploty a pH na impedanci při napětí 1V, frekvenci 4kHz a vzdál. el. 1cm.....58